



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



**Bruno de Castro Ferreira Barreto**

Cirurgião Dentista

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÉ -  
MOLARES SUPERIORES RESTAURADOS  
COM DIFERENTES MONÔMEROS  
RESINOSOS.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de concentração em Dentística.

**Orientador: Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins**

Piracicaba, SP

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

B275a

Barreto, Bruno de Castro Ferreira.

Avaliação biomecânica de pré-molares superiores restaurados com diferentes monômeros resinosos / Bruno de Castro Ferreira Barreto. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: Luís Roberto Marcondes Martins.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas compostas. 2. Análise do estresse dentário. 3. Polimerização. I. Martins, Luís Roberto Marcondes. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(eras/fop)

Título em Inglês: Biomechanical evaluation of pre-molars restored with different monomers resins

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Composite resins. 2. Dental stress analysis. 3. Polymerization

Área de Concentração: Dentística

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Luís Roberto Marcondes Martins, Paulo César de Freitas Santos Filho, Pedro Yoshito Noritomi, Giselle Maria Marchi Baron, Murilo de Sousa Menezes

Data da Defesa: 25-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 25 de Fevereiro de 2011, considerou o candidato BRUNO DE CASTRO FERREIRA BARRETO aprovado.

Prof. Dr. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS

Prof. Dr. PEDRO YOSHITO NORITOMI

Prof. Dr. PAULO CESAR DE FREITAS SANTOS FILHO

Profa. Dra. GISELLE MARIA MARCHI BARON

Prof. Dr. MURILO DE SOUSA MENEZES

# **DEDICATÓRIA**

## **À Deus,**

Senhor, obrigado por mais esta conquista e por ter me transformado em um homem digno e honrado.

## **Aos meus amados pais Sebastião e Teresinha,**

Pai e mãe eu queria que vocês soubessem que quando eu tiver meus filhos, gostaria de fazer por eles pelo menos um pouco do que vocês fizeram por mim e pelas meninas. Tenho muito orgulho da criação que recebi, dos bons exemplos de vida, de garra e de fé! Vocês me fizeram acreditar que na vida não há limites, e mesmo diante de todas as dificuldades estamos aqui unidos, felizes e vitoriosos. A vocês devo tudo.

## **Às minhas queridas irmãs Carlinha e Dindinha,**

Eu tenho tanta sorte que Deus me deu três mães, porque vocês não são apenas irmãs, são o meu porto seguro, pessoas que sei que posso contar eternamente. Nós formamos um forte elo na nossa família e eu sei que é para sempre. Muito obrigado!



## **Aos meus queridos sobrinhos: Caio, Gilberto Júnior, Lucas e Vittório.**

Os quatro anjos que Deus colocou na minha vida de maneiras tão distintas, mas com a mesma missão: mostrar-me que a vida tem sentido e temos que continuar renovando as nossas esperanças.

## **Aos meus cunhados Carlos Henrique e Gilberto,**

Por terem me dado os meninos e fazerem das minhas irmãs mulheres tão felizes. Mais do que cunhados hoje vocês fazem realmente parte da nossa família.

## **À minha família,**

Meus avós, tias, a Irecê, tios e primos que sempre acreditaram em mim e me ampararam das mais diversas formas.

# **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS,**

## **Ao meu orientador Professor Dr. Luís Roberto Marcondes Martins,**

Beto você é um ser humano incrível, muito mais que um orientador, você é um pai, um amigo, um irmão. Estes dois anos de convivência me fizeram admirar a sua competência, sua tranquilidade, seu amor pela profissão, pela vida, pela família e por Deus. Você, a Suzy, o Daniel e a Luísa me receberam de braços abertos e foram a minha família em Piracicaba. Eu queria que você soubesse que só o fato de ter convivido com vocês já valeu a minha vinda para cá. Muito obrigado de coração, e espero poder fazer para os meus orientados tudo o que você fez por mim.

## **Ao Professor Dr. Carlos José Soares,**

Carlos, mais uma vez você fez a diferença na minha vida profissional e pessoal confiando a minha vinda para Piracicaba. Durante o tempo que estive aqui, cada passo que eu dei ou decisão que tomei, pensava primeiro em você e como você agiria. Conviver com pessoas grandes como você me deu um frio na barriga, mas me estimulou a superar os meus limites. Você é o exemplo mais claro que eu sigo, me pautando no amor incondicional pela profissão, excelência no trabalho, espírito de equipe, seriedade e confiança no futuro. Desejo que Deus ilumine sempre você, a Priscilla, o Marcelo e a Bruna, pois vocês são muito queridos e fazem a diferença na vida de muita gente.

## **Ao Professor Dr. Paulo César,**

Paulo, eu quero aproveitar esta oportunidade para dizer que você é uma pessoa ímpar. Você sabe muito bem dosar amizade, seriedade, respeito, descontração, educação, bom senso, vida familiar e competência profissional, sem perder a humildade. Eu me espelho muito na sua dignidade, no seu jeito de viver e na sua competência profissional. Muito obrigado por participar da minha banca de Doutorado.

## **Aos meus grandes amigos Paulo Vinícius, Gisele, Veridiana e Priscilla,**

Sem dúvida são os professores mais novos e competentes que eu conheço. Sempre que convivo com vocês eu me miro no jeito de cada um, pois vocês são cheios de qualidades, mas a principal é a união e a amizade que demonstram como o ambiente de trabalho pode ser prazeroso e produtivo. Obrigado por sempre me ajudarem nos momentos de dúvidas e trocas de experiências. Desejo muita luz e sucesso na vida de cada um de vocês.

## **Aos professores que me qualificaram,**

Professor Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti, Professor Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar e Professor Dr. Vinicius Di Hipólito por considerações valiosas para o meu trabalho.

## **Aos professores do doutorado,**

Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins, Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar, Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron, Profa. Dra. Débora Alves Nunes Leite Lima, Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo, Prof. Dr. José Roberto Lovadino, Prof. Dr. Marcelo Giannini, Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, por minha formação docente e humana.

## **Aos meus queridos amigos,**

Da FOP: Dinho, Giu, Marina, Maria, Cíntia, Thaiane, Gisele, Adriano, Livia, Eduardo, Lucinha, Kadú, Diogo, Natália, Milena, Priscila, Mayra, Thiago, Larissa, Giovana, Robson, Vermelho, Bia, Andreza, Paulinne, Polyanne, Nayara, Camila, Karla e Maressa. Da UFU: Raposo, Geléia, Lucas Dantas, George, Bruno, Rodrigo Fonseca, Carol Assaf, Hugo, Crisnicaw, Jaíba, Aline, Dolores, Marininha, Zaramela, Flavinha e Euridice. Vocês estão presentes no meu dia a dia, tornando os momentos mais felizes.

## **Aos amigos de república,**

Dinho, Lucas, Rinaldo e Aloízio pela convivência e amizade que se estenderão para sempre.

## **Ao meu dentista Dr. Carlos Itiro Emi,**

Dr. Carlos obrigado pela sua atenção comigo e com a minha família e sem dúvida nenhuma foi vendo você trabalhar que me despertou o fascínio pela odontologia.

## **Aos meus amigos de graduação,**

Larosa, PC, Carpete, Wolney, Rodrigo, Vanessa, Dani Moura, Priscila, Carol Assaf, Gisele, Natércia, Aline Moura, Janine, Maíra, Paulinne e Jú. Nós não escolhemos quem passa em nossas vidas, mas escolhemos quem permanece, e vocês vão permanecer para sempre.

## **Aos meus irmãos do peito,**

Fábio, Jerbs e Kiko por estarem sempre por perto para as conversas, risadas e desabafos. Vocês são muito importantes na minha vida.

## **Aos amigos Sr. Pedro, Mônica, Denise e Elisa,**

Sempre tão solícitos e amigos, me ajudando com dedicação e paciência. Muito Obrigado!

## **Aos alunos de Curso de Graduação de Odontologia da FOP,**

Obrigado pelo convívio, pela confiança durante orientações e pelos conhecimentos compartilhados durante aulas teóricas e clínicas.

## **Aos meus amigos da clínica,**

Marquinhos, Maurinho, Paulinho, Cris e Jana por momentos e conversas agradáveis na clínica e nos laboratórios.

## **À Profa. Gisele e Prof. Flávio,**

Desde o dia em que conheci vocês já tive a certeza que gostaria muito que fizessem parte da minha banca, e hoje realizo este sonho. Muito obrigado pela convivência que se tornou amizade, pelos trabalhos em conjunto, pelos ensinamentos nos seminários e clínicas, e pelas risadas nos momentos de descanso. Nunca me esquecerei de vocês.

## **Aos Prof. Paulo César, Prof. Murilo, Prof. Pedro Yoshito Noritomi,**

Os nomes de vocês não foram escolhidos por acaso e sim por admiração, confiança e respeito. Obrigado por terem aceitado o convite para fazer parte da minha banca e terem vindo de suas cidades com tão boa vontade.

## **Ao pessoal do CTI,**

Pedro, Taka, Thaty, Grilo, Coragem e Viviane, pela disponibilidade, amizade e momentos tão agradáveis durante a execução da parte laboratorial e análise dos resultados da minha tese. Vocês me orientaram e me fizeram entender que a engenharia pode se tornar mais simples quando ensinada de maneira tão competente e segura.

# **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Estadual de Campinas,

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba,

Ao Programa de Pós-graduação,

À Coordenação de Aperfeiçoamento do Pessoal  
de Nível Superior (CAPES),

À Faculdade de Odontologia da Universidade  
Federal de Uberlândia,

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato  
Archer.

# EPÍGRAFE

“Não podemos acrescentar dias às nossas vidas,  
mas podemos acrescentar vida aos nossos dias”.

*Cora Coralina*



## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a viabilidade da utilização de um método de geração de modelo tridimensional de pré-molar superior, com capacidade de representar as tensões de contração de polimerização por meio de analogia térmica com aplicabilidade ao método de elementos finitos. Após isto, neste trabalho avaliou-se o comportamento biomecânico de pré-molar superior enfraquecido, restaurado com dois tipos de monômeros resinosos por meio de análise por elementos finitos comparando ao dente hígido. Para geração do modelo 3D foi selecionado primeiro pré-molar superior hígido. O dente escolhido foi mapeado com *scanner* de contato 3D (Modela, Roland) e, logo após, o esmalte foi degradado com ácido clorídrico-10%, para a realização da digitalização da imagem da dentina coronária. Para o mapeamento do volume pulpar, a dentina foi seccionada longitudinalmente no sentido vestibulo-palatino e realizada a digitalização do espaço negativo referente à polpa. Os arquivos com extensão \*.STL (steriolitografia) foram exportados para programa Bio-CAD (Rhinoceros-3D). Volumes de cada estrutura dental e técnicas restauradoras foram gerados por meio da associação de superfícies complexas não regulares (NURBS). Os modelos foram exportados para o programa de elementos finitos (Ansys Workbench v12), onde foi realizado o processo de malhagem, inserção das propriedades mecânicas e condições de contorno. Foram gerados 9 modelos, sendo um do dente hígido e 8 modelos de acordo com os 3 fatores em estudo: tipo de perda estrutural em dois níveis: com e sem socavamento de cúspide, tipo de monômero resinoso em dois níveis: silorano e metacrilato, e aplicação de carregamento de compressão em dois níveis: com carregamento e sem carregamento. Os resultados foram analisados pelo critério de tensão máxima principal e von Mises. Os resultados obtidos mostraram consonância com a literatura, e a observação do estudo comprovou que o uso do modelo geométrico 3D com analogia térmica para contração de polimerização é adequado para a

análise por elementos finitos. Concluiu-se que a presença do socavamento apresentou aumento da concentração de tensões nas estruturas dentárias, principalmente quando associado ao uso da resina de metacrilato; o tipo de monômero resinoso e a diferença de contração volumétrica influenciaram na concentração das tensões no material, na interface e no substrato, e que o carregamento compressivo influenciou os valores de tensão.

**Palavras-chave:** Resinas Compostas, Análise do Estresse Dentário, Biomecânica, Polimerização.

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the feasibility of using a method of generating three-dimensional model of maxillary premolar tooth, with ability to represent the tensions of polymerization shrinkage through thermal analogy with applicability to the finite element method. After that, this study evaluated the biomechanical behavior of weakened premolar, restored with two types of resin monomers through finite element analysis compared to healthy teeth. To generate the 3D model was selected first premolar healthy. The tooth was chosen mapped contact with scanner (3D Models, Roland) and, soon after, the enamel was degraded with hydrochloric acid-10%, to perform the scan image of the coronal dentin. To map the volume pulp, dentin was sectioned longitudinally in the bucco-palatal and performed scanning the negative space on the pulp. The files with extension \*. STL (steriolitography) were exported to Bio-CAD program (Rhinoceros-3D). Volumes of each tooth structure and restorative techniques were generated through the association of non-regular complex surfaces (NURBS). The models were exported to the finite element program (Ansys Workbench v12), which had undertaken the process of mesh size, insertion of the mechanical properties and boundary conditions. 9 models were generated, one of the healthy tooth and eight models according to three factors studied: type of structural loss at two levels: with and without undermining the cusp, type of resin monomer into two levels: Silorane and methacrylate, and application of compression loading on two levels: with and without loading. The results were analyzed by the criterion of maximum principal stress and von Mises. The results showed agreement with the literature, and observation of the study showed that use of the 3D geometric model with analogy to thermal polymerization shrinkage is suitable for finite element analysis. It was concluded that the presence of undermining showed an increase in stress concentration in the dental structures, especially when associated with the use of methacrylate resin, type of resin monomer and the difference in shrinkage

influence the concentration of stresses in the material, in the interface and substrate, and the compressive loading influenced the values of tension.

**Keywords:** Composite Resins, Dental Stress Analysis, Biomechanics, Polymerization.

## SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO.....	1
2 – REVISÃO DE LITERATURA.....	6
2.1 <i>Perda estrutural e resistência à fratura dos dentes</i> .....	6
2.2 <i>Propriedades mecânicas dos materiais</i> .....	13
2.3 <i>Contração de polimerização</i> .....	19
2.4 <i>Método de elementos finitos</i> .....	29
3 – PROPOSIÇÃO.....	34
4 – MATERIAL E MÉTODOS.....	35
4.1 <i>Método de geração de modelo tridimensional</i> .....	35
4.2 <i>Ensaio laboratorial do preparo</i> .....	41
4.3 <i>Simulação das formas de preparo no modelo 3D</i> .....	45
4.4 <i>Fase de processamento</i> .....	48
4.5 <i>Simulação de contração do modelo</i> .....	51
5 – RESULTADOS.....	53
6 – DISCUSSÃO.....	63
7 – CONCLUSÃO.....	70
REFERÊNCIAS.....	71
APÊNDICE.....	80
ANEXO.....	81

## 1. INTRODUÇÃO

A evolução dos materiais odontológicos tem ocorrido em ritmo acelerado nos últimos anos. A necessidade de materiais estéticos com comportamento físico-mecânico adequados, somado a incessante busca por novas técnicas de simplificação dos procedimentos clínicos e a expectativa do aumento da longevidade das restaurações, impulsionam a pesquisa e o desenvolvimento dos materiais, com destaque para as resinas compostas (Chung *et al.*, 2004; Weinmann *et al.*, 2005; Leprince *et al.*, 2010; Ferracane, 2011). Estas apresentam capacidade de união ao substrato dentário por meio dos sistemas adesivos, preservando a estrutura dental, e recuperando em relação dente hígido, a resistência à fratura (Hood, 1991; Siso *et al.*, 2007; Soares P *et al.*, 2008a; Soares P *et al.*, 2008b; Soares P *et al.*, 2008c). As resinas compostas, também denominadas compósitos odontológicos, apresentam valores de módulo de elasticidade próximos ao da dentina, o que permite melhor distribuição das forças mastigatórias no complexo dente-restauração (Chung *et al.*, 2004; Soares P *et al.*, 2008a). Todas estas características contribuem para que a resina composta possa ser indicada para restaurar dentes enfraquecidos pela perda estrutural (Hood, 1991; Siso *et al.*, 2007; Soares P *et al.*, 2008a; Soares P *et al.*, 2008b; Soares P *et al.*, 2008c).

A literatura tem mostrado que a perda de estrutura dentária por cárie, traumas e preparos cavitários exerce influência negativa na resistência mecânica dos dentes (Eakle, 1986; Khera *et al.*, 1990; Soares P *et al.*, 2008b), o que pode levar à deflexão das cúspides (Hood, 1991) e fraturas parciais ou totais dos dentes posteriores sob carregamentos oclusais (Larson *et al.*, 1981; Reel & Mitchell, 1989; Hood, 1991; Soares *et al.*, 2006; Siso *et al.*, 2007). Nos procedimentos restauradores extensos (Larson *et al.*, 1981; Eakle, 1986) a presença de cúspides com esmalte sem suporte dentinário, ou dentina socavada, e a remoção das cristas marginais dos dentes posteriores (Larson *et al.*, 1981; Shahrabaf *et al.*, 2007) podem diminuir a sua resistência. Dentre os dentes posteriores, os pré-molares superiores são os que mais sofrem fraturas verticais que levam à perda do elemento (Cohen *et al.*, 2006). Este fato ocorre

devido a sua complexa anatomia, localização em área de grande esforço mastigatório e a presença de um sulco bastante pronunciado na raiz vestibular dos primeiros pré-molares superiores bifurcados (Tamse *et al.*, 2000; Soares, 2008), que leva à concentração de tensões nestas áreas, podendo ocasionar fraturas verticais. Nestes casos, a técnica adesiva aliada ao uso das resinas compostas parece ser um método eficaz de reforço do remanescente dentário (Hood, 1991; Siso *et al.*, 2007; Soares P *et al.*, 2008b), pois promovem retenção suficiente do material ao substrato e cria uma ponte aderida entre as cúspides vestibulares e palatinas dos dentes enfraquecidos (Soares P *et al.*, 2008c), reforçando a estrutura do conjunto.

Ao mesmo tempo em que as resinas compostas são consideradas materiais de eleição para as restaurações de dentes posteriores enfraquecidos, não se pode deixar de observar que este material também apresenta desvantagens, como a contração de polimerização. Esta é gerada durante a formação das cadeias poliméricas, onde há aumento na densidade do material que é manifestado na sua contração volumétrica (Versluis, 2009). Vários estudos correlacionam a contração volumétrica do material com a formação de tensões, porém quando há união ao substrato, as tensões de contração não podem ser consideradas como propriedade inerente ao material (Versluis, 2009) e não dependem unicamente da contração volumétrica (Ferracane, 2005; Fleming *et al.*, 2005; Stansbury *et al.*, 2005; Gonçalves *et al.*, 2010a). São influenciadas também pelo módulo de elasticidade do material (Gonçalves *et al.*, 2008a; Gonçalves *et al.*, 2008b; Gonçalves *et al.*, 2010a), geometria da cavidade (Witzel *et al.*, 2007), fator cavitário (Braga *et al.*, 2006), rigidez do substrato (Gonçalves *et al.*, 2008b; Min *et al.*, 2010), grau de conversão dos monômeros (Gonçalves *et al.*, 2008a; Gonçalves *et al.*, 2010a), volume da restauração (Witzel *et al.*, 2007), técnica restauradora (Versluis *et al.*, 1996; Loguercio *et al.*, 2004), cinética de reação (Braga *et al.*, 2005), condições do ambiente (Meira *et al.*, 2007; Witzel *et al.*, 2007; Versluis *et al.*, 2010), tipo de monômero na matriz resinosa (Palin *et al.*, 2005; Gonçalves *et al.*, 2008a; Gonçalves *et al.*, 2010b) e quantidade de carga inorgânica presente na resina (Gonçalves *et al.*, 2010a).

Diferentemente da contração, a tensão não pode ser medida diretamente em um experimento. A tensão é um cálculo da engenharia que representa a forma em que a força é distribuída dentro do material (Versluis, 2009). No entanto, a tensão está relacionada com a deformação física, a qual pode ser medida, experimentalmente, por meio de testes físicos (Tantbirojn *et al.*, 2004; Bouillaguet *et al.*, 2006; Versluis *et al.*, 2010), mecânicos (Loguercio *et al.*, 2004; Fleming *et al.*, 2005; Palin *et al.*, 2005) ou de infiltração (Fleming *et al.*, 2005; Palin *et al.*, 2005). A tensão de contração também pode ser medida por meio de testes de materiais em máquina de ensaio universal e dispositivos que podem ter a constituição variada (alta e baixa rigidez, com ou sem sistema de *feedback*) (Braga & Ferracane, 2004; Gonçalves *et al.*, 2008a; Gonçalves *et al.*, 2008b; Gonçalves *et al.*, 2010a; Marchesi *et al.*, 2010; Min *et al.*, 2010), por meio de extensometria (Sakaguchi *et al.*, 1997; Loguercio *et al.*, 2004; Cadenaro *et al.*, 2009; Marchesi *et al.*, 2010), fotoelasticidade (Braga *et al.*, 2006; Oliveira *et al.*, 2010) e métodos de elementos finitos (Gonçalves *et al.*, 2008b; Meira *et al.*, 2010). A tensão de contração pode estar associada à propagação de trincas no esmalte, microinfiltração marginal, cárie secundária, falhas marginais nas restaurações e a sensibilidade pós-operatória (Versluis *et al.*, 1996; Versluis *et al.*, 1998; Ausiello *et al.*, 2001; Lin *et al.*, 2001; Ausiello *et al.*, 2002; Versluis *et al.*, 2004; Meira *et al.*, 2007; Witzel *et al.*, 2007; Versluis, 2009; Meira *et al.*, 2010).

Para tentar reduzir os problemas inerentes à contração de polimerização, outros monômeros foram desenvolvidos, como o silorano (Weinmann *et al.*, 2005), o TOSU (Eick *et al.*, 2007), o ormocer (Leprince *et al.*, 2010) e o uretano (Boaro *et al.*, 2010). O silorano é uma molécula composta de uma cadeia de siloxano e de um polímero de oxirano formando um sistema de monômero híbrido (Eick *et al.*, 2007). A cadeia do siloxano é formada por ligações de átomos de silício e oxigênio e apresenta característica hidrofóbica, a qual é importante para evitar a sorção de água na cavidade oral e a pigmentação das restaurações (Weinmann *et al.*, 2005; Eick *et al.*, 2007). A cadeia alifática de cicloxirano possui alta reatividade e menor contração durante a polimerização se comparada com as cadeias do metacrilato (Braga &



Ferracane, 2004). A polimerização das cadeias do silorano ocorre com a abertura catiônica dos anéis de cicloxirano, ou seja, um cátion ácido abre os anéis de oxirano e gera outro centro ácido, o carbocátion, que inicia a reação em cadeia (Weinmann *et al.*, 2005; Ilie & Hickel, 2009). Após a adição do monômero de oxirano, o anel epóxico é aberto para formar uma cadeia e, neste caso, vários anéis são abertos formando uma rede (Weinmann *et al.*, 2005). A resina a base de silorano apresenta menor grau de conversão quando comparada à resina de metacrilato, levando à redução da contração de polimerização (Duarte *et al.*, 2009) e diminuição do módulo de elasticidade (Ilie & Hickel, 2009).

A principal diferença entre a resina à base de silorano e a resina à base de metacrilato é que a primeira polimeriza-se por intermédio de um cátion e a segunda por meio de radicais livres (Weinmann *et al.*, 2005). Apesar das diferenças dos monômeros e da forma de reação de polimerização, as resinas de baixa contração de polimerização à base de silorano apresentam propriedades mecânicas semelhantes as das resinas à base de metacrilato (Weinmann *et al.*, 2005; Ilie & Hickel, 2009; Leprince *et al.*, 2010). Porém, Boaro e colaboradores, em 2010, descreveram que nem todas as resinas intituladas de baixa contração de polimerização realmente demonstraram reduzida tensão de polimerização, e que para se reduzir as tensões, deve-se associar uma baixa contração pós-gel com um baixo módulo de elasticidade (Boaro *et al.*, 2010).

Os ensaios mecânicos destrutivos são muito utilizados para o estudo de estruturas dentárias e materiais restauradores diretos, mostrando-se como importantes meios de análise dental em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Soares *et al.*, 2006; Soares P *et al.*, 2008b). Entretanto, este método apresenta limitações sobre o comportamento ultra-estrutural do complexo dente-restauração no momento da aplicação de carga, pois em razão desta, são geradas tensões que resultam em deformações ultra-estruturais, podendo ultrapassar o regime elástico e atingir a ruptura da estrutura, pela formação e propagação de trincas (Soares P *et al.*, 2008a). A extensometria também tem sido bastante útil no estudo da contração e das

tensões de polimerização (Sakaguchi *et al.*, 1997; Loguercio *et al.*, 2004; Fleming *et al.*, 2005; Palin *et al.*, 2005; Cadenaro *et al.*, 2009; Marchesi *et al.*, 2010), porém não consegue identificar os campos de tensões e a sua distribuição interna e externa nos corpos de prova. Sendo assim, para análise da interferência de pequenos fatores no processo restaurador, e para observação das tensões de contração, que são medidas tridimensionalmente, é importante a associação de ensaios destrutivos às simulações computacionais (Ausiello *et al.*, 2001).

O método de elementos finitos tem sido amplamente empregado, com efetividade, em muitas pesquisas para investigar os efeitos da distribuição de tensão em diversas situações laboratoriais e clínicas (Versluis *et al.*, 1996; Versluis *et al.*, 1998; Ausiello *et al.*, 2001; Lin *et al.*, 2001; Ausiello *et al.*, 2002; Versluis *et al.*, 2004; Misra *et al.*, 2005; Meira *et al.*, 2007; Witzel *et al.*, 2007; Meira *et al.*, 2010). Este método vem sendo utilizado por diversas áreas desde a década de 50, e consiste em uma ferramenta da engenharia provinda de um sistema de resolução de equações, ou seja, constitui-se da análise numérica computacional, mostrando-se como o método mais compreensível para calcular a complexa condição de distribuição das tensões de contração de polimerização (Versluis, 2009). O método de elementos finitos disponibiliza dados valiosos com custo operacional relativamente baixo e tempo reduzido, além de fornecer informações desconhecidas nos estudos experimentais (Soares, 2008). A análise tridimensional é composta de modelos com maior fidelidade e resultados mais confiáveis, quando comparada com a análise bidimensional (Soares, 2008).

Diante deste contexto, após avaliar a viabilidade da utilização de um modelo tridimensional de pré-molar superior com contração, as hipóteses a serem testadas foram: (1) que a presença do socavamento de cúspide, (2) o tipo de monômero resinoso e (3) a presença de carregamento de compressão, influenciam no comportamento biomecânico restaurador de pré-molares superiores.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Perda estrutural e resistência à fratura dos dentes**

Mondelli *et al.*, em 1980, considerando que um dos principais fatores que causam falhas em procedimentos restauradores é a ocorrência de imperfeições na geometria do preparo cavitário que possam promover a fratura do dente, realizaram trabalho para avaliar a influência de diferentes configurações de preparos em dentes posteriores na resistência à fratura. Pré-molares receberam preparos classe I, classe II composta e classe II complexa com três níveis de abertura vestibulo-lingual, com 1/4, 1/3 e 1/2 da distância intercuspidal de profundidade de 2,5 mm. Todos os preparos cavitários diminuíram a resistência dos dentes de forma inversamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que a remoção de estrutura dental promove redução significativa da resistência à fratura de dentes posteriores.

No ano de 1981, Larson *et al.* avaliaram a resistência à fratura de pré-molares superiores submetidos a diferentes tipos de preparo cavitário e reconstruídos com diferentes materiais restauradores. Os autores observaram neste estudo que a resistência à fratura do dente depende da quantidade de estrutura remanescente. De acordo com os autores, quanto maior a remoção de estrutura dental menor a resistência à fratura do dente. Os autores relataram também que o tipo de material restaurador e técnica restauradora são fatores importantes para a recuperação da resistência à fratura de dentes com preparos intra-coronários.

Eakle, em 1986, avaliou o quanto compósitos associados ao sistema adesivo de esmalte ou sistema adesivo de esmalte e dentina poderiam aumentar a resistência à fratura dos dentes com preparos MOD. Para este estudo, foram selecionados 48 pré-molares com tamanhos semelhantes divididos em três grupos, sendo um para cada técnica restauradora e deixando o terceiro sem restauração, atuando como controle. Submeteu-se as amostras ao carregamento de compressão em máquina de ensaio universal através de

esfera de 4,76mm, com velocidade de 5mm/min. Os resultados obtidos mostraram que apenas os dentes restaurados com resina composta, combinada ao sistema adesivo para esmalte e dentina, mostraram resistência estatisticamente superior aos demais grupos e entre estes não houve diferenças significantes.

A resistência à fratura de dentes pré-molares superiores com preparos MOD extensos e o efeito das restaurações diretas de resina composta, foram avaliados por Reel & Mitchell em 1989. Após os preparos, os dentes foram restaurados com diferentes tipos de resina composta (química e fotoativada), diferentes tipos de sistemas adesivos (para dentina e para esmalte) e com a presença ou não de bisel na margem do esmalte. Estes grupos foram comparados com dentes preparados e não restaurados e com o grupo controle composto por dentes hígidos. Pré-molares com grandes restaurações MOD de resina composta apresentaram resistência à fratura duas vezes maior que o grupo preparado e não restaurado. No entanto, todos os dentes restaurados apresentaram resistência à fratura menor que o grupo dos dentes hígidos. Demonstraram, ainda, que adesivos dentinários não apresentaram melhor desempenho que os adesivos para esmalte e que o biselamento do ângulo cavosuperficial não promove aumento da resistência dental.

De acordo com Khera *et al.*, em 1990, vários fatores contribuem para a fratura de cúspides dentárias: cárie, abrasão, erosão, maloclusão, acidentes, forças mastigatórias excessivas, preparos cavitários extensos, *inlays* MOD, relacionamento oclusal traumático, envelhecimento e desidratação decorrente de tratamento endodôntico. Afirmam, ainda, que os fatores mais associados com fraturas são extensas restaurações e lesões de cárie, sendo que as cúspides não funcionais são as de maior tendência à fratura. De acordo com o pressuposto de que a anatomia dentária deve ser parcialmente responsável pela susceptibilidade à fratura, os autores analisaram: a existência de diferença na espessura das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre a inclinação das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre a espessura do esmalte das cúspides vestibular e lingual, a existência de diferença entre a inclinação da junção amelo-dentinária das cúspides vestibular

e lingual. Os resultados mostraram diferenças entre os parâmetros analisados, entretanto, os autores afirmam que normalmente as fraturas ocorrem em situações específicas de alta carga sobre os dentes ou quando uma oclusão não guiada pelo canino leva ao contato cúspides enfraquecidas. No geral, observou-se: 1) as cúspides funcionais, exceto dos pré-molares superiores, são mais espessas que as não funcionais, sendo mais resistentes; 2) as cúspides não funcionais dos molares e funcionais dos pré-molares superiores têm inclinações maiores e portanto são mais resistentes; 3) a espessura do esmalte foi tida como maior nas cúspides funcionais do que nas não funcionais, o que as torna mais resistentes, exceto nos 2<sup>os</sup> pré-molares inferiores; 4) a angulação da junção amelo-dentinária não foi significativa nos dentes superiores, mas somente nos inferiores. Concluíram atestando que, apesar de nos molares a cúspide não funcional fraturar mais que a funcional, isto pode ser devido a sua anatomia, mas principalmente ao enfraquecimento existente. Sugerem, ainda, que as dimensões de uma restauração no que diz respeito à abertura de caixa, número de superfícies envolvidas e profundidade de desgaste são diretamente relacionados com a frequência de fraturas.

A biomecânica restauradora de diferentes tipos de cavidades foi analisada, em um estudo clínico, por Hood em 1991. O autor constatou que a prática da odontologia restauradora sofreu muitas modificações, como por exemplo, na técnica restauradora. Este fato se deu devido às mudanças na epidemiologia da cárie dentária, fluoretação da água de abastecimento, disponibilidade de novos equipamentos, desenvolvimento de técnicas de preparo cavitário e evolução dos materiais restauradores. O autor concluiu que o conhecimento das propriedades mecânicas dos materiais dentários, das técnicas restauradoras e, principalmente, da biomecânica dos dentes hígidos, é importante para a realização com sucesso dos procedimentos restauradores.

Estudo morfométrico para a avaliação do sulco presente na raiz vestibular dos primeiros pré-molares superiores foi realizado por Tamse *et al.* em 2000. Os autores demonstraram que esse sulco era observado com sendo presente em 97% das amostras. As raízes vestibulares foram seccionadas em fatias de 1,0 mm de espessura para realização de medições morfométricas. Foi

encontrado que a invaginação mais profunda do sulco estava, em média, a uma distância de 1,18mm da bifurcação. A distância média da invaginação mais profunda para as paredes do canal foi de 0,81mm. Assim, os autores concluíram que a utilização de instrumentos rotatórios para alargamento desses canais com invaginações pode ser muito perigosa e que pinos com formato cilíndrico são contra-indicados nessa região.

No ano de 2000, Secco *et al.* avaliaram a influência de materiais restauradores na recuperação da rigidez das cúspides sem suporte de dentina. Foi determinada a rigidez das cúspides antes de receberem preparo cavitário, após o preparo e após a execução de suporte de esmalte com ionômero de vidro ou resina composta. Os resultados indicaram que o cimento de ionômero de vidro convencional recuperou 16% da rigidez e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, 25%. Por outro lado, a resina composta apresentou o melhor desempenho, recuperando 65% da rigidez das cúspides perdidas com o preparo cavitário.

A deformação das paredes dentárias com diferentes níveis de perda estrutural, devido às tensões residuais de contração de polimerização de restaurações de resina composta foi estudada por Tantbirojn *et al.*, em 2004. O estudo avaliou o padrão de deformação das cúspides na região oclusal de molares, por meio de digitalização dos preparos e das restaurações com o uso de um perfilômetro e digitalização das imagens. Os dados foram transferidos para o *software* Cumulus e utilizados para calcular a deformação das cúspides de dentes restaurados e não restaurados, por meio de um mapa de cores. Os autores observaram que as cavidades classe II (MOD) extensas restauradas com resina composta apresentaram a maior deformação das cúspides, seguidas pelas cavidades classe II (MO) extensas. As deformações nas cúspides das cavidades Classe I (O) e em pequenas cavidades classe II (MO) não foram significativamente diferentes. Concluíram que o tipo e o tamanho da cavidade afetam a quantidade de deformação das cúspides, quando restauradas com resinas compostas.

Em 2005, Soares *et al.* analisaram a influência do método de inclusão e de reprodução do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura,

empregando incisivos bovinos, variando o tipo de material para representar o ligamento periodontal. Os corpos de prova foram submetidos a um carregamento na porção palatina, de forma oblíqua, reproduzindo o carregamento presente nos dentes superiores anteriores. Os padrões de fraturas foram classificados em relação a parâmetros pré-estabelecidos e foram posteriormente analisados. Os resultados demonstram que o método de inclusão e o procedimento de reprodução do ligamento periodontal podem influenciar nos testes de resistência à fratura. O valor de resistência à fratura foi pouco influenciado pela presença do ligamento, porém o padrão de fratura foi altamente influenciado pela reprodução do ligamento periodontal. Os autores concluíram que a associação da inclusão com resina de poliestireno e a reprodução do ligamento com poliéter (Impregum F, 3M/ESPE) parece ser o mais indicado para os testes de resistência à fratura.

A avaliação da resistência à fratura de molares inferiores com diferentes tipos de preparos cavitários e restaurados com restaurações de cerâmica reforçada por leucita foi realizada por Soares *et al.*, em 2006. Os autores observaram que o grupo dos dentes hígidos apresentou os maiores resultados de resistência à fratura e que o fator extensão do istmo da cavidade não apresentou diferenças significantes. Porém, os diferentes tipos de preparo cavitário tiveram diferenças significantes entre si e as fraturas de todos os grupos tenderam a envolver a restauração. Neste trabalho foi empregada máquina padronizadora de preparo que foi desenvolvida pelos autores.

Ainda no ano de 2006, Cohen *et al.* avaliaram dentes com presença de fraturas verticais no longo eixo. Diferentes variáveis foram investigadas e a sua correlação avaliada estatisticamente com a presença de fraturas radiculares verticais. Os autores avaliaram gênero, localização do dente, idade, achados clínicos, radiográficos, bruxismo e condição pulpar. Foi realizada a coleta de dados de três endodontistas em três regiões diferentes, compreendendo a um total de 277 dentes analisados. Os autores concluíram que as fraturas verticais de raiz são estatisticamente mais prevalentes nos molares inferiores e pré-molares superiores. Geralmente, as fraturas nesses dentes estão associadas à perda óssea, dor à percussão, restaurações extensas e tendem a ocorrer mais

em pacientes idosos do sexo feminino. Além disso, os autores observaram também, que as fraturas verticais de raiz não estão necessariamente relacionadas com a perda óssea periapical, alargamento do ligamento periodontal, características pulparem particulares ou bruxismo.

Siso *et al.*, em estudo de 2007, compararam a resistência à fratura de cúspide de pré-molares superiores uni-radiculares humanos, restaurados com resinas compostas e dois tipos de pinos intra-radiculares. Os autores encontraram que o grupo hígido obteve os maiores resultados de resistência à fratura e o grupo que permaneceu sem restauração, com tratamento endodôntico e cavidade classe II teve os piores resultados. Os grupos que foram restaurados apenas com resina composta e adesivo de um passo tiveram menores resultados de resistência do que os grupos restaurados com adesivo de dois passos ou com adesivos autocondicionantes associados a pinos intra radiculares. Os autores concluíram que os dentes pré-molares com cavidade MOD, tratados endodonticamente, tiveram a resistência da cúspide vestibular aumentada quando restaurados com resina composta com ou sem o uso de pinos radiculares. O adesivo de dois passos e o condicionamento total aumentaram, significativamente, a resistência à fratura do dente quando comparados ao adesivo de passo único.

No mesmo ano, Shahrbaei *et al.*, avaliaram o efeito da diferença de espessura da crista marginal de pré-molares superiores tratados endodonticamente e restaurados com resina composta, na resistência à fratura destes dentes. Após ensaio de resistência à fratura e análise dos resultados os autores observaram que o grupo com dentes hígidos obteve os maiores resultados de resistência à fratura, seguido pelos grupos com tratamento endodôntico e caixa OD com crista marginal remanescente de 2,0mm, 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm e, por último, pelo grupo com tratamento endodôntico e preparo MOD. Os autores concluíram que a preservação da crista marginal em dentes tratados endodonticamente restaurados com resina composta atua reforçando o elemento aumentando sua resistência à fratura.

Soares C *et al.*, em 2008, apresentaram o desenvolvimento de uma máquina projetada para realizar preparos cavitários *in vitro* padronizados. A



máquina consistia em uma base de metal de 25mm x 25mm x 4mm (comprimento x largura x altura) a qual foi acoplada uma pequena mesa capaz de se movimentar com a precisão de micrometros (0,01mm de precisão) na direção horizontal (direita /esquerda e frente/trás). A caneta de alta rotação foi acoplada a um conector metálico que era capaz de se mover na direção vertical (cima/baixo). A peça de alta rotação também era capaz de girar 180° ao redor do eixo longitudinal e 360° ao redor do eixo transversal. Os autores concluíram que a máquina de preparo cavitário ajuda na padronização dos preparos em estudos *in vitro*.

Neste mesmo ano, Soares P *et al.* (a), avaliaram a influência do tipo de preparo cavitário e materiais restauradores na deformação e na distribuição de tensões em pré-molares superiores tratados endodonticamente sobre condições de carregamento, correlacionando os resultados com os do outro estudo à seguir. Os autores utilizaram a extensometria para avaliar o nível de deformação das estruturas dentárias em cada caso, e observaram que as maiores deformações ocorreram nos grupos preparados e não restaurado e no restaurado com amálgama quando comparados com os outros grupos. O grupo dos dentes hígidos foi o que menos sofreu deformação pelo carregamento. A distribuição de tensões, que foi analisada por meio do método de elementos finitos, mostrou que o tipo de material restaurador e a remoção da estrutura dental afetaram o padrão de distribuição de tensões entre os grupos. O estudo teve como conclusão que os espécimes restaurados adesivamente se comportam similar ao dente hígido, enquanto o comportamento de dentes restaurados com amálgama se assemelha mais ao de dentes não restaurados.

No ano de 2008, Soares P *et al.* (b) avaliaram a resistência à fratura e modo de fratura de dentes pré-molares superiores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes materiais. Foi observado que o grupo controle composto por dente hígidos apresentou os maiores resultados de resistência à fratura e que os grupos restaurados apresentaram melhores resultados de resistência que os grupos não restaurados. Outra observação dos autores foi que os dentes restaurados com técnicas adesivas apresentaram melhores resultados que os que utilizaram técnicas restauradoras não adesivas, como o

amálgama. Não foram encontradas fraturas no grupo restaurado com resina composta. Os autores concluíram que dentes com maior quantidade de tecido dental remanescente ou restaurados com técnicas adesivas apresentam melhores resultados de resistência à fratura.

Ainda neste ano Soares P *et al.* (c), avaliaram os efeitos de tratamentos endodônticos e restauradores na resistência à fratura de pré-molares superiores restaurados com resina composta e submetidos ao ensaio de resistência à fratura e análise pelo método de elementos finitos. Os autores demonstraram que a resistência à fratura foi completamente mantida quando preparos MOD foram restaurados com resina composta e parcialmente recuperados quando os preparos MOD associados com acesso endodôntico foram restaurados da mesma maneira. A conclusão deste estudo foi que a restauração de resina composta tem papel importante na recuperação da resistência de dentes preparados e que o acesso endodôntico e a restauração aumentaram a incidência de envolvimento periodontal nas fraturas.

## **2.2 Propriedades mecânicas dos materiais**

Rees *et al.*, em 1994, utilizaram método experimental para cálculo do módulo de elasticidade da dentina. Os autores empregaram ensaios mecânicos de flexão de 3 pontos em barras de dentina humana. Os valores obtidos foram analisados e o valor médio do módulo de elasticidade para dentina foi 18,6 GPa.

Em 2004, Chung *et al.* determinaram o coeficiente de Poisson de resinas compostas (microparticulada, microhíbridas, modificada por poliácido e resina fluida) utilizando um teste de tração estática que foi realizado usando um sistema uniaxial com movimento de tração a velocidade de 0,5mm/min. Constataram que o coeficiente de Poisson da resina fluida foi significativamente maior que o dos outros materiais avaliados, e que o coeficiente de Poisson da resina microparticulada foi maior que o das resinas microhíbridas e modificadas por poliácidos. Ficou concluído que o coeficiente de Poisson é maior para os materiais com baixo volume de carga.

No ano de 2005, Weinmann *et al.* avaliaram e compararam o perfil técnico de compósitos à base de silorano, os quais se polimerizam por um processo de abertura catiônica de anéis com o perfil técnico de diferentes resinas a base de metacrilato. Foram avaliadas as seguintes propriedades: resistência à compressão, resistência flexural, módulo de elasticidade, contração de polimerização e estabilidade ambiente a luz. A resina a base de silorano apresentou a menor taxa de contração de polimerização quando comparada com as outras resinas (0,99%). Outra constatação foi que a estabilidade a luz ambiente após 10 minutos para o silorano foi maior do que a dos outros materiais testados. Os autores concluíram que a abertura química dos anéis de silorano permitiu pela primeira vez valores de contração menores que 1% em volume e propriedades mecânicas como módulo de elasticidade e resistência flexural comparáveis com resinas clinicamente bem aceitas a base de metacrilato.

Ilie & Hickel propuseram, em 2006, um estudo que avaliasse as características de um novo compósito dental restaurador a base de silorano que apresentava um monômero com uma nova composição química e compará-lo com o de materiais a base de metacrilato. Foram avaliados o grau de conversão, a microdureza, o módulo de elasticidade e a resistência ao *creep* dos materiais. Os autores não encontraram diferenças entre os grupos de materiais no que diz respeito à dureza, mas diferenças no grau de conversão foram encontradas no período de 20 dias após a polimerização. A resina a base de silorano apresentou uma discreta redução no módulo de elasticidade quando comparada a resina de metacrilato e uma resistência ao *creep* maior. Foi concluído que a resina a base de silorano exibiu boas propriedades mecânicas quando comparada com as resinas a base de metacrilato.

No ano de 2007, Eick *et al.* avaliaram as propriedades das resinas a base de silorano e de compósitos contendo um monômero redutor de tensão. Foram formuladas misturas e compósitos contendo um monômero redutor de tensão (TOSU; Midwest Research Institute), Sil-Mix (3M-ESPE) e um sistema de fotoiniciação catiônico. Resinas padrão contendo BIGMA/TEGDMA e compósitos (Filtek Z250) foram usadas como controle. A contração volumétrica

de polimerização foi medida usando um dilatômetro de mercúrio e a tensão de polimerização utilizando uma máquina de ensaio. O módulo de elasticidade foi conseguido por meio de teste flexural de três pontos assim como a resistência flexural. A tenacidade a fratura foi realizada seguindo ASTM E399-90. Quatro grupos de compósitos foram testados: Sil-Mix, padrão de metacrilato, e Sil-Mix com adição de dois níveis de TOSU (1% e 5%). Os autores perceberam que os valores de tensão de polimerização para as resinas contendo TOSU foram significativamente menores que os outros materiais. Os valores de contração de polimerização para as formulações de Sil-Mix foram significativamente menores que as a base de metacrilato, mas não foram diferentes quando comparadas entre as misturas com diferentes concentrações de TOSU. As resinas contendo as formulações de TOSU geralmente apresentam as propriedades mecânicas um pouco menores quando comparadas com Sil-Mix ou resinas a base de metacrilato. Os resultados encontrados para as tensões de polimerização da resina a base de Sil-Mix foi significativamente menor quando comparado com a resina Z250. O compósito a base de TOSU (1%) teve a menor contração de polimerização. Todas as formulações de Sil-Mix tiveram valores de módulo de elasticidade significativamente menores do que a resina Z250.

Pongprueksa *et al.* avaliaram, em 2008, os módulos de elasticidade de diferentes tipos de sistemas adesivos (com e sem carga) e de um compósito de baixa viscosidade usado como forrador de cavidades classe V restauradas com resina microhíbrida. A medição do módulo de elasticidade foi feita por meio de nanoindentação e os autores avaliaram que houve diferença estatística no módulo de elasticidade entre as camadas, exceto entre as camadas híbridas dos adesivos com e sem carga. Isto pode ter acontecido devido ao tamanho das partículas de carga ser maior que os espaços interfibrilares, podendo as partículas não terem entrado e se agregado à camada híbrida. Concluíram que a aplicação de adesivo com carga não aumenta o módulo de elasticidade da camada híbrida quando comparado com o sistema adesivo sem carga. O módulo de elasticidade do adesivo com carga foi significativamente maior do que o módulo de elasticidade do adesivo sem carga.

Também em 2008, Masouras *et al.* determinaram em um estudo laboratorial o módulo de elasticidade, o módulo de compressão total (*bulk modulus*), o módulo cisalhante e o coeficiente de Poisson de uma série de compósitos restauradores. Foram avaliadas doze formulações de resinas com diferentes volumes de carga, uma resina fluida, e duas resinas microhíbridas. O módulo de elasticidade foi calculado pela expansão radial do corpo de prova em forma de cilindro, sobre compressão. O módulo de compressão total foi calculado com a compressão radial e no longo eixo do cilindro. O coeficiente de Poisson variou de 0.45 para as resinas mais rígidas para 0.47 para as mais complacentes. Diferenças estatisticamente significante foram encontradas dependendo do volume de carga presentes nas resinas. Os autores puderam concluir também que o módulo de elasticidade apresentou uma correlação positiva como volume de carga presente nos compósitos.

Tezvergil-Mutluay *et al.*, em 2008, questionaram se a falta da camada de polimerização inibida pelo oxigênio nas resinas de silorano pode interferir na adesão entre os incrementos do compósito. Para responder esta dúvida realizaram um trabalho para avaliar a resistência adesiva entre as camadas do compósito. Os corpos de prova foram construídos com a resina de silorano servindo como substrato nos tempos de (0,20s e 5min.) e aderido uma nova camada de silorano. Para comparação resina à base de metacrilato (Z250 3M-ESPE) foi aderida à resina de silorano, com ou sem a camada de adesivo intermediária. Como controle um corpo de prova com resina de metacrilato inibida por oxigênio foi aderida a uma nova camada de resina de metacrilato. As amostras foram testadas sob teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal. Os autores tiveram como resultado que os corpos formados por dois incrementos de resina de metacrilato obtiveram os maiores resultados de resistência adesiva e que os corpos-de-prova formados por resina de silorano tiveram resultados decrescentes com o passar do tempo. Os piores resultados foram entre os grupos que uniram silorano com metacrilato, porém a presença de uma camada de adesivo a base de metacrilato entre os materiais aumentou significativamente a resistência de união. Os autores concluíram que para unir uma camada de metacrilato ao silorano é necessária uma camada

intermediária de adesivo a base de metacrilato, e que o silorano possui uma resistência adesiva entre as camadas menor que o metacrilato.

Duarte Jr. *et al.*, em 2009, realizaram um estudo para avaliar a resistência adesiva à microtração e a nanoinfiltração de compósitos dentinários de baixa contração de polimerização. As hipóteses nulas testadas foram que o envelhecimento não afeta a adesão dos compósitos de baixa contração, e que não há diferença na resistência à microtração e nanoinfiltração quando se varia o protocolo adesivo para estes compósitos, com o uso de condicionamento ácido e sistemas adesivos a base de metacrilato. Os autores observaram que não houve diferença estatística entre os grupos para os fatores envelhecimento e diferença de protocolo restaurador. Todas as amostras exibiram algum grau de nanoinfiltração e que não houve adesão quando a resina de baixa contração foi aplicada diretamente sobre o adesivo a base de metacrilato. Pôde ser concluído que a resina de baixa contração de polimerização possui compatibilidade apenas com o adesivo específico para o sistema, que o pré-condicionamento com ácido fosfórico não aumentou a resistência de união dos compósitos e algum grau de nanoinfiltração foi evidente em todos os grupos testados.

Em 2009, Ilie & Hickel observaram que os conceitos de contração e propriedades mecânicas eram opostos e decidiram avaliar o comportamento mecânico de uma resina a base de silorano em comparação com seis resinas a base de metacrilato bem aceitas clinicamente. As propriedades macro mecânicas testadas foram resistência à flexão e módulo de elasticidade, as propriedades micromecânicas foram dureza, módulo de elasticidade. Os autores concluíram que o compósito testado apresentava boas propriedades mecânicas e que era comparável clinicamente com resinas de metacrilato.

Oliveira *et al.*, em 2010, avaliaram o efeito de materiais de base ou liners para reduzir as tensões da contração de polimerização. Para esta avaliação foi utilizado um modelo fotoelástico de pré-molar superior com preparo classe I restaurado com diferentes situações, com e sem base ou *liner* e os autores observaram que houve diferença entre os grupos testados. Outra observação foi que em todas as situações de restauração classe I as tensões são

acumuladas primeiramente no ângulo cavosuperficial e nos ângulos internos da cavidade. A conclusão desta pesquisa foi que o uso de um compósito fluido ou de uma resina de base sob restauração de resina composta aumenta as tensões de contração da interface adesiva levando a uma possível falha adesiva.

No ano de 2010, Leprince *et al.* caracterizaram a parte inorgânica de diferentes materiais com baixa contração de polimerização (ormocers, silorano e resinas de metacrilato com alta quantidade de carga) e compraram as suas propriedades mecânicas. As partículas inorgânicas foram quantificadas por meio de uma análise termogravimétrica e morfologicamente caracterizadas por microscopia eletrônica de varredura. Foram avaliados ainda os módulos de elasticidade dinâmico e estático. Os autores puderam concluir que o módulo de elasticidade está diretamente relacionado a quantidade de partículas inorgânicas presentes no compósito e que o tipo de monômero utilizado pode ser ditado pelo tamanho da cavidade.

No mesmo ano de 2010, Boaro *et al.* compararam resinas de baixa contração disponíveis no mercado, com as convencionais, em relação a tensão de polimerização, a contração volumétrica (pré e pós-gel), taxa de contração e módulo de elasticidade. Os autores avaliaram sete resinas de metacrilato, uma a base de silorano, uma a base uretano e uma a base de metacrilato derivado de um dímero ácido, todas presentes no mercado. A tensão de polimerização foi medida em máquina de ensaio universal, a contração volumétrica foi medida por dilatômetro de mercúrio, a taxa de contração máxima foi obtida pela velocidade da reação, a contração pós-gel foi mensurada usando extensômetros e o módulo de elasticidade foi obtido por meio de teste de flexão de três pontos. Os resultados encontrados no trabalho foram que as resinas consideradas com de baixa taxa contração de polimerização possuem diferenças nestas taxas quando comparadas entre si e que os compósitos são classificados diferentemente quanto à polimerização total e a polimerização pós-gel. Outra observação realizada foi que as tensões de polimerização têm uma forte correlação com a contração pós-gel e que o módulo de elasticidade e a taxa de contração mostrou pouca correlação com as tensões de

polimerização. Concluíram que nem todos compósitos de baixa contração de polimerização apresentam reduzidas tensões de polimerização e que para se reduzir as tensões de polimerização uma resina com baixa contração pós-gel deve apresentar baixo módulo de elasticidades também.

### **2.3 Contração de polimerização**

Sakaguchi *et al.*, em 1997, propuseram o refinamento do método de extensometria para medir a contração de polimerização de resinas compostas e isolar a contração pós-gel para identificar os fatores que contribuem para as medidas de deformação. Os compósitos foram colocados em extensômetro biaxial e fotopolimerizados, registrando desta forma o progresso da deformação de polimerização correspondente ao desenvolvimento do módulo de elasticidade. Estas medidas foram tomadas de acordo com o tempo. Os autores concluíram que a extensometria é capaz de medir a fase clinicamente significativa da contração de polimerização dos compósitos.

Braga & Ferracane, em 2004, relataram que a tensão de contração de polimerização dos compósitos dentais está intimamente associada com as falhas marginais e interfaciais das restaurações adesivas. A magnitude das tensões depende da composição do compósito (carga e matriz) e a fluidez antes da fase de gel, a qual é relatada com a configuração da cavidade e as características de cura dos compósitos. Os autores reviram neste artigo as variações nos estudos com respeito aos métodos de teste de contração de polimerização e os valores de tensão de contração dos compósitos, e discutiram a validade dos estudos de tensão de contração em relação aos resultados dos testes de microinfiltração. Avaliaram os efeitos de taxas de polimerização lentas, protocolos alternativos de fotoativação para diminuir a tensão de contração de polimerização e uso de liners de baixo módulo de elasticidade. E, por fim, discutiram estudos com compostos experimentais a base de metacrilato e recentes desenvolvimentos de monômeros de baixa contração.



Em 2004, Louguercio *et al.* avaliaram a contração de polimerização linear e o efeito da contração dos compósitos na resistência adesiva da interface dentina-restauração sob diferentes técnicas de restauração (incremento único e técnica incremental). Foram avaliadas 3 situações (condicionamento total, condicionamento apenas do esmalte, sem condicionamento), os adesivos utilizados foram de 2 passos e as cavidades na superfície vestibular de dentes bovinos receberam 1 ou 3 incrementos dependendo do grupo. As amostras foram cortadas em palitos e estes foram submetidos ao teste de microtração. O grupo com incremento único e condicionamento total apresentaram os maiores resultados de tração, e os piores resultados foram para os grupos com condicionamento apenas no esmalte e sem condicionamento utilizando técnica incremental. Os autores concluíram que a técnica incremental não é capaz de diminuir os efeitos da contração de polimerização e que a adesão às paredes das cavidades é necessária para reduzir a formação de *gaps*.

Versluis *et al.*, em 2004, determinaram o desenvolvimento e a distribuição das propriedades que afetam a criação de tensões residuais em um compósito restaurador fotoativado. Para a realização deste estudo a microdureza e a deformação foram medidas durante e/ou após a fotoativação. Os autores encontraram como resposta que a microdureza apresentou uma relação não linear com a energia de luz administrada; no entanto, a deformação depende mais da intensidade de iniciação do que do tempo. Uma alta intensidade de iniciação resulta em uma alta contração, e a microdureza e os valores de deformação continuam aumentando após a iniciação da luz. A microdureza em função da energia de luz pode ser usada para descrever a transitoriedade das propriedades elásticas durante a polimerização. A deformação, a contração pós-gel e a tensão residual, depende primeiramente da intensidade de iniciação da luz. Embora as propriedades mecânicas alcançadas com certo nível de energia de luz devem ser similar, tensões residuais podem diferir dependendo da intensidade de iniciação.

No ano de 2005, Kleverlaan *et al.* avaliaram a contração, tensão de contração, módulo de tração e a fluidez de 17 marcas comerciais de

compósitos. As medidas de contração volumétrica foram obtidas por meio de dilatômetro de mercúrio e a tensão de contração por análise de tensão-deformação. Os autores puderam observar correlação linear entre a maioria dos compósitos entre a tensão de contração e a contração, tensão de contração e o módulo de tração e entre a contração e o módulo de tração. Os autores concluíram que alta contração e/ou alta tensão de contração pode levar à falha adesiva entre resina e dente. Este estudo também determinou que o conteúdo de resina não polimerizada determina a quantidade de contração, tensão de contração e módulo de contração. Outra observação feita pelos autores é que a adição de *clusters* pode melhorar as propriedades de contração e de tensão de contração, enquanto a alta taxa de polimerização e a baixa fluidez têm um efeito de deterioração nas propriedades de contração e tensão de contração.

No mesmo ano de 2005, Fleming *et al.* investigaram o efeito da tensão de contração de polimerização de vários compósitos para dentes posteriores, na deflexão de cúspides e microinfiltração marginal de restaurações incrementais MOD em pré-molares superiores extraídos. A movimentação das cúspides foi medida um de cada vez por meio de extensometria e depois as amostras foram imersas em solução de fucsina básica a 2% por 24h para a avaliação da microinfiltração. Os autores observaram redução da contração de polimerização volumétrica por parte dos fabricantes (Z100 4%, Z250, P60 e Admira 3%), resultando em significativa redução na deformação das cúspides em cavidades MOD. Outra conclusão foi que o diluente TEGDMA aumenta a contração de polimerização e a sua substituição pelo UDMA e BIS-EMA diminui a tensão de contração de polimerização e aumentam as ligações cruzadas. Não houveram diferenças quanto a microinfiltração entre os grupos.

Ferracane, em 2005, fez um estudo que resume as origens das tensões de polimerização de compósitos dentais, uma breve descrição dos métodos utilizados para mensurá-la, discussão sobre o que é sabido a respeito da relação entre tensão de contração e os outros fatores relacionados, a identificação dos materiais e dos fatores que afetam as tensões e uma descrição das várias estratégias propostas para reduzi-la. O autor concluiu que

o desenvolvimento de fenômeno de contração das restaurações de resina composta é altamente complexo, e a respeito das investigações ainda falta um consenso sobre o assunto.

Ainda no ano de 2005, Stansbury *et al.* ofereceram um estudo com perspectiva de desenvolvimento da contração e da tensão dependente da conversão. Os autores disseram que a relação entre o desenvolvimento das propriedades dos polímeros e a evolução física das estruturas das cadeias associou-se aos polímeros dentais tão bem quanto à cinética do processo de reação de fotopolimerização. Os autores consideraram vários métodos de medidas do grau de conversão dos polímeros, mas destacaram uma nova técnica que permite análise em tempo real da conversão dos monômeros por meio de espectroscopia por infra-vermelho que mede a conversão diretamente e, simultaneamente, a tensão e deformação do material. Os autores citam a correlação não linear entre conversão, tensão e contração.

Palin *et al.*, também em 2005, fizeram um estudo que comparou deflexão de cúspides, microinfiltração e grau de conversão de resinas a base de metacrilato e silorano, usadas em restaurações MOD de pré-molares extraídos. Eles encontraram que a deflexão de cúspide nos dentes restaurados com as resinas a base de metacrilato foi significativamente superior do que quando comparado com os dentes restaurados com silorano, o que sugere a diminuição da tensão de contração nas interfaces adesivas destes dentes. Outro achado foi que a diminuição do grau de conversão das resinas a base de silorano quando comparadas as resinas a base de metacrilato foi reflexo da taxa de cura catiônica comparada com o mecanismo de polimerização por radicais livres.

Braga *et al.*, em 2005, fizeram uma revisão da literatura onde foram discutidos os fatores primários envolvidos com o desenvolvimento de tensão de contração. Os autores constataram que o desenvolvimento da tensão de contração pode ser considerado um fenômeno multifatorial. Os fatores são: contração volumétrica, comportamento viscoelástico, cinética de reação e condições locais. Eles concluíram que devido ao intenso número de pesquisas durante os últimos anos, o entendimento deste assunto tem aumentado

consideravelmente, levando ao desenvolvimento de novas técnicas e materiais que podem ajudar a minimizar os problemas.

Em 2006, Bouillaguet *et al.* fizeram um estudo onde foi utilizado modelo de interferômetro eletrônico (ESPI) para medir a deformação dos dentes em resposta da polimerização de cinco resinas compostas diferentes. Para a realização deste estudo, cavidades MOD foram preparadas em terceiros molares inferiores e estes foram colocados no aparato (ESPI). Um termopar foi aderido à amostra para monitorar as transformações térmicas durante o processo de polimerização. Os resultados demonstraram que o ESPI foi temporariamente responsável por medir as alterações dimensionais. Entretanto, a correlação entre a contração de polimerização do compósito e as medidas de deformação pelo ESPI não foi forte. Em particular, a resina fluida não deformou a estrutura mais do que uma resina híbrida convencional. A resina a base de silorano apresentou a menor deformação. Os autores concluíram que o ESPI é um método viável para medir a deformação de cúspides induzida pela contração da resina aderida ao dente, mas os dados de contração de polimerização podem superestimar a deformação do dente pela contração. A taxa de contração de polimerização parece mediar o desenvolvimento da deformação das cúspides.

Braga *et al.* desenvolveram, em 2006, uma pesquisa para avaliar, *in vitro*, a influência das dimensões da cavidade no desenvolvimento da microinfiltração de restaurações de compósitos. Réplicas das cavidades em dentes bovinos foram feitas em resina fotoelástica, foram restauradas com resina micrihíbrida em incremento único com o uso de sistema adesivo de frasco único, variando-se o diâmetro (2, 3, 4 ou 6mm) e a profundidade (1 ou 2mm). Após a fotoativação, as franjas foram analisadas. Para a microinfiltração os dentes foram restaurados, cortados e imersos em solução de nitrato de prata à 50% por 2 horas e foram avaliadas em MEV. Os autores acharam uma maior tendência das franjas se concentrarem nos ângulos internos e nas margens das restaurações e elas aumentaram com o aumento do diâmetro e da profundidade das cavidades. Para a microinfiltração, o diâmetro teve influência maior quando a cavidade apresentava 2mm de profundidade. A

correlação do coeficiente de Pearson sugeriu a relação entre a microinfiltração e volume, mas não entre microinfiltração e fator C. Os autores concluíram que a tensão de contração e a microinfiltração foram maiores em restaurações com grande diâmetro e profundidade. A microinfiltração pareceu estar relacionada com o volume e não com o fator C.

Gonçalves *et al.* em 2008(a) avaliaram a hipótese de que a tensão está diretamente relacionada com os diferentes graus de conversão, contração volumétrica, módulo de elasticidade taxa máxima de polimerização encontrada nos compósitos a base de diferentes concentrações de BisGMA e TEGDMA e /ou BisEMA como co-monômeros. As tensões foram determinadas em um tensilômetro, as contrações volumétricas foram medidas em um dilatômetro de mercúrio e o módulo de elasticidade foi medido por teste de resistência flexural. O grau de conversão dos fragmentos após o teste de flexão teve o seu grau de conversão medido em espectroscopia FT-Raman e a taxa de reação foi determinada por calorimetria de escaneamento diferencial. Os autores descobriram que os compósitos com baixo conteúdo de BisGMA em relação ao conteúdo de TEGDMA mostrou maiores tensões, grau de conversão, contração e módulo de elasticidade. Os autores avaliaram por meio de regressão linear a associação entre tensão de polimerização e conversão, contração e módulo.

Ainda em 2008, Gonçalves *et al.*(b) avaliaram o efeito da rigidez dos sistemas nos testes de tensão de polimerização e distribuição de tensão nos compósitos. Foram testados 5 tipos de compósitos microhíbridos inseridos com a espessura de 1mm em cilindros de PMMA ou vidro em máquina de ensaio para se obter a tensão de contração, e o módulo de elasticidade foi obtido por meio de teste de flexão de 3 pontos. Os autores relataram através dos resultados encontrados que os valores de tensão encontrados no PMMA foram de 53 à 68% menores que no vidro. A classificação das taxas de tensões dos compósitos variou levemente devido a diferença nos substratos, e das deformações longitudinais e transversais.

Versluis & Tantbirojn, em 2009, escreveram o capítulo III intitulado: "Relationship Between shrinkage and Stress" do livro "Dental computing and applications: advanced techniques for clinical dentistry.", onde descreveram a

relação entre contração e tensão. Os autores falaram que as tensões residuais geradas pela contração de polimerização dos materiais restauradores têm sido associadas com um número de problemas e sintomas clínicos. Os autores afirmam que o conceito de tensão de contração é intuitivo e complexo e que a tensão de contração depende de múltiplos fatores. Os autores propuseram o uso do método de elementos finitos para se estudar a contração de polimerização, pois ele provê a integração dos vários conceitos para o estudo da contração. Os autores discutiram os conceitos e ajudaram a delinear os trabalhos que envolvem contração de polimerização.

Clifford *et al.*, em 2009, investigaram os efeitos de 3 tipos de fontes de luz (QTH convencional, QTH *soft-start* e LED) e de 2 tipos de resina (microhíbrida e microparticulada), na contração de polimerização, microdureza e profundidade de conversão. Os autores encontraram diferenças significativas na contração pós-gel e na dureza para os fatores fonte de luz e tipo de monômero. A luz halógena convencional produziu maior contração e dureza até a profundidade de 2mm. A luz halógena *soft-start* produziu a menor contração e a menor profundidade de cura. Concluíram que as luzes ativadoras de polimerização devem promover suficiente energia para a polimerização em profundidade da restauração com a menor tensão de contração possível.

Koplin *et al.*, em 2009, compararam a formação de tensões internas em 4 diferentes compósitos durante a reação de polimerização, baseados na cinética de polimerização e caracterizaram o desenvolvimento do comportamento mecânico de diferentes modos de ativação utilizando métodos experimentais e ferramentas de simulação. Foram criados 4 modelos viscoelásticos combinando a polimerização e a cinética desenvolvida para simular o comportamento mecânico, utilizando método de elementos finitos tridimensional. Foram, avaliados neste estudo, a influência do comportamento da polimerização lenta nas propriedades mecânicas, o tempo de ativação e a intensidade de luz. Os autores concluíram que o uso de um modelo matemático inclui o desenvolvimento de características mecânicas da cura dos compósitos dentais, podendo ser usado para desenvolver o aperfeiçoar os materiais dentários e avaliar os efeitos de diferentes estratégias de tratamentos.

Ainda no ano de 2009, Cadenaro *et al.* se propuseram a avaliar o desenvolvimento da tensão de contração de três resinas fluidas e uma resina microhíbrida durante a fotopolimerização com luz halógena, utilizando medição por extensometria. Por meio dos resultados encontrados os autores concluíram que as resinas fluidas investigadas mostraram tensão de contração comparadas as resinas convencionais mostrando que a resina fluida não diminui as tensões de contração e o risco de falhas adesivas nas interfaces resultantes da contração de polimerização.

Gonçalves *et al.*, em 2010(a), avaliaram a influência da matriz resinosa no desenvolvimento de tensões na interface dente-restauração. Foram testadas formulações de BisGMA/TEGDMA e UDMA/TEGDMA e avaliados a tensão de polimerização (TP), grau de conversão (GC), taxa máxima de polimerização (TM), contração volumétrica (CV), módulo de elasticidade (ME), relaxamento de tensões (RT) e a viscosidade (V) de compósitos experimentais. Os autores encontraram como resultados que a TP, CV, ME e GC diminuíram e a V e TM aumentaram com a base dos monômeros contidos em ambas. TP mostrou forte correlação com CV, GC e V. TP, CV e GC foram maiores e a viscosidade foi menor para os compostos a base de UDMA. Os autores concluíram que a redução da viscosidade, cinética de reação e características moleculares dos compósitos a base de UDMA aumentaram o GC e mantiveram uma baixa TP nos compostos com baixo conteúdo de TEGDMA.

Gonçalves *et al.*, em 2010(b), avaliaram o papel do conteúdo orgânico nas propriedades no desenvolvimento das tensões de contração de polimerização dos compósitos. Os autores se propuseram também a avaliar a contração volumétrica, o módulo de elasticidade e o grau de conversão dos compósitos. Foram utilizados 8 compósitos experimentais à base de metacrilato (BisGMA e TEGDMA) e variou-se a quantidade de carga inorgânica de 25 até 60 % em volume. Os resultados encontrados foram que a contração e a contração de polimerização foram inversamente proporcionais a quantidade de carga presentes nas resinas. O módulo de elasticidade apresentou uma relação direta com o conteúdo de carga inorgânica e o grau de conversão não variou significativamente. As tensões de polimerização mostraram correlação

direta com a contração e foram inversamente proporcionais ao módulo de elasticidade. Os autores puderam concluir que o alto conteúdo inorgânico está associado com a diminuição nos valores de tensão de contração, o que pode ser explicado pela redução na contração volumétrica presentes em compósitos com alto conteúdo de carga.

Em 2010, Marchesi *et al.* avaliaram as tensões de contração de uma resina a base de silorano e de um novo compósito nanoparticulado com baixa contração e foram comparados com 3 resinas convencionais a base de metacrilato, usando 2 sistemas de medida (análise de tensão-deformação e máquina de ensaio com *feedback*). Os resultados mostraram que uma resina a base de metacrilato produziu o menor resultado de tensão de polimerização. A tensão de contração foi maior para todos os compósitos quando testados com sistema de *feedback*. Este estudo confirmou que a redução da contração de polimerização não assegura a redução do desenvolvimento de tensões nos compósitos.

Min *et al.*, também em 2010, estudaram a influência da deformação de contração, módulo e a rigidez do aparelho de teste na medição da tensão de contração de compósitos fotoativados e determinar se a resina a base de silorano com baixa contração de polimerização realmente gera menores tensões de contração de polimerização. Foram utilizadas uma resina microhíbrida, uma resina fluida e uma resina a base de silorano. Os autores avaliaram que a deformação de contração da resina fluida foi a maior, seguida pela microhíbrida e pela de silorano. A resina microhíbrida mostrou o maior módulo de elasticidade, seguida pela fluida e pela de silorano. As tensões medidas com sistema de baixa rigidez foram muito maiores que as tensões medidas pelo sistema de baixa rigidez. Os autores concluíram que há uma forte correlação entre as tensões teóricas e as medidas com sistema de baixa rigidez. Com o modo de alta rigidez as tensões de contração também mostraram uma relação quase linear com as medidas das tensões, mas o módulo de elasticidade apresentou uma baixa correlação com as medidas de tensão em alta rigidez.



Ainda em 2010, Versluis *et al.* avaliaram as deformações dentárias durante os processos de contração e expansão e absorção de água. Cavidades MOD foram realizadas em molares humanos extraídos e elas foram restauradas com resinas hidrofóbicas e hidrofílicas. Os dentes tiveram as imagens digitalizadas por *scanner* ótico antes do preparo, após o preparo, após as restaurações, 1, 2, 4, 8, 16 e 24 semanas após as restaurações, sendo que neste tempo as amostras ficaram imersas em água. As imagens vestibulares, palatinas e das restaurações foram analisadas e comparadas nestes períodos. Os resultados encontrados foram que as superfícies vestibulares e linguais se moveram de 13 à 14µm após as restaurações e após a imersão em água. A deformação das cúspides gradualmente diminuiu, revertendo a deformação causada pela contração em 4 semanas. Os autores concluíram que a deformação da contração de polimerização foi compensada pela expansão higroscópica com 4 semanas de imersão em água das restaurações hidrofóbicas, enquanto as restaurações hidrofílicas tiveram sua compensação em 1 semana.

Ferracane, em 2011, publicou uma revisão de literatura avaliando o estado da arte dos compósitos dentários. O autor fez um contorno dos principais aspectos dos compósitos como propriedades e considerações clínicas, por meio de artigos na base de dados PubMed seguindo as citações dos artigos mais relevantes. O autor encontrou como resultados que o estado atual da arte de compósitos odontológicos. Inclui uma grande variedade de materiais com ampla gama de propriedades mecânicas, manipulação, características e possibilidades estéticas. Este mercado altamente competitivo continua a evoluir, com a ênfase principal na produção de materiais com alta resistência ao desgaste, retenção e facilidade de polimento. As pesquisas mais recentes têm abordado a questão da contração de polimerização e das tensões de contração, que podem ter um efeito deletério sobre a união do dente ao compósito. O autor citou que as pesquisas estão focadas nos benefícios terapêuticos e propriedades autoadesivas dos materiais, simplificando os procedimentos clínicos. O autor concluiu que não existe um material ideal disponível no mercado, mas atualmente o comércio odontológico é composto

de materiais de alta qualidade, e quando utilizados adequadamente, têm se mostrado excelentes para procedimentos clínicos de adequada longevidade.

## **2.4 Método de elementos finitos**

Wright & Yettram, em 1979, realizaram estudo para análise da distribuição de tensões em dentes pilares de próteses unitárias e parciais fixas. Modelo de elementos finitos foi utilizado para analisar a influência da propriedade mecânica do ligamento periodontal após aplicação de carga na direção vertical, oblíqua e horizontal variando a quantidade de osso alveolar e união dos dentes. A esplintagem de dentes provocou maior dissipação das tensões, as quais também sofreram alteração de acordo com a quantidade de osso alveolar.

Versluis *et al.* em 1996, realizaram um estudo para certificar se o uso de técnica incremental nas restaurações diminui o efeito das tensões de contração da resina sobre o dente. Para isto eles utilizaram modelos numéricos para representar o desenvolvimento dos campos de tensões de diferentes técnicas restauradoras incrementais. Foi analisado que em restaurações com adequada resistência adesiva entre o compósito e o substrato, a técnica incremental aumenta a deformação dos dentes. Esta deformação é causada pela somatória das tensões acumuladas em cada incremento que leva a deformação gradual da estrutura dentária diminuindo o volume de resina total necessário na cavidade e causando alta concentração de tensão na interface dente-restauração.

No ano de 1998, Versluis *et al.* avaliaram, por meio de método de elementos finitos, a direção de contração dos compósitos para avaliar se este fenômeno realmente ocorre em direção à luz. Para a realização do estudo foram analisadas resina auto e fotopolimerizadas e os dados de transmitância de luz para os diferentes materiais, grau de conversão e tempo de contração foram usados nesta simulação. Os autores concluíram que a direção de contração não foi significativamente afetada pela orientação da entrada da luz, mas pela adesão da restauração ao dente e pelas superfícies livres. As

diferenças nos padrões de polimerização entre as resinas auto e fotopolimerizadas foi mínima. Concluíram que a direção de contração do compósito não vai de encontro à luz, mas depende predominantemente da forma da cavidade e da qualidade da adesão.

Lin et al., em 2001, relataram que o emprego de restaurações mésioclusodistal (MOD) na restauração de extensa lesão cáriosa depende de muitos fatores. É, atualmente, reconhecida que a resistência à fratura de uma restauração não é somente uma preocupação biológica, sendo que a forma da cavidade, dimensões e o estado de tensão devem ser levados em consideração. Neste estudo, um programa de auto-malhamento, recentemente desenvolvido foi usado para gerar 30 modelos tri-dimensionais (3D) de elementos finitos (MEF) que simulam a biomecânica para restauração em ouro tipo MOD em segundo pré-molar superior. Os resultados mostraram que em se aumentando o volume da cavidade MOD, resultou em aumento significativo das tensões em esmalte, mas não afetou as tensões em dentina. A profundidade foi o fator mais crítico que resultou em maior elevação de tensão em esmalte, enquanto à distância entre as paredes axiais foi o parâmetro mais importante em relação à dentina. Largura foi o fator que menos interferiu na concentração de tensões. Os achados deste trabalho questionam parcialmente o conceito tradicional de que a preservação de estrutura dental reduz o risco à fratura do dente, possibilitando a otimização da configuração do preparo cavitário para restauração MOD.

Ausiello et al., em 2001, empregaram análise de elementos finitos tridimensional para simular a movimentação de cúspides em pré-molar superior restaurado com resina composta. Para os autores a combinação de diversos materiais e geometria complexa faz com que a análise de distribuição de tensões seja mais complexa. Foi criado um modelo de pré-molar superior humano tridimensional com preparo MOD e restauração com resina composta. Diferentes valores de rigidez foram atribuídos ao material restaurador: 1-dente hígido, 2- resina composta com módulo de elasticidade de 12,5 GPa, 3- resina composta com módulo de elasticidade de 25 GPa. Após aplicação de carga oclusal foi observado que o módulo de elasticidade caracteriza-se como

propriedade mecânica importante para o comportamento do complexo dente/restauração sendo que, quanto maior o módulo de elasticidade do material, menor a distribuição de tensões para a estrutura dental adjacente.

Em 2002, Ausiello *et al.*, seguindo a mesma linha de pesquisa do último trabalho, avaliaram o modelo de elementos finitos 3D de pré-molar restaurado com resina composta e com falha prematura durante a contração de polimerização e carregamento oclusal. Foi observado que a restauração classe II MOD de resina composta com sistema adesivo revelou um complexo comportamento biomecânico em relação à ação simultânea do efeito de contração de polimerização, rigidez do compósito e deformação da camada adesiva. A deformação da camada de adesivo presta um importante papel na atenuação da polimerização e das tensões causadas pelo carregamento oclusal. Os autores puderam concluir que a aplicação de uma fina camada de adesivo flexível (baixo módulo de elasticidade) sob a restauração no modelo 3D leva a mesma dissipação das tensões de uma camada espessa de adesivo menos flexível (alto módulo de elasticidade).

Stafford *et al.*, em 2004, empregaram tecnologias para análise e mensuração do módulo de elasticidade de vários tipos de polímeros, dentre eles a resina de poliestireno. Para isso foi desenvolvida tecnologia para eficiente mensuração do módulo de elasticidade em nanoescala e quantificação rápida sem a necessidade de equipamentos para modelagem. O módulo de elasticidade da resina de poliestireno apresentou similaridade com a resina acrílica apresentando valores que variam entre 1 e 1,5 GPa.

Ainda em 2004, Versluis *et al.* propuseram calcular e validar a associação entre as tensões de contração e as deformações dentárias. Para isto eles utilizaram um modelo de elementos finitos 3D de molar e as propriedades utilizadas nos materiais foram conseguidas por meio de testes realizados pelos próprios autores. A contração de polimerização pós-gel foi utilizada para calcular as tensões e deformações nas estruturas do modelo. Os autores observaram como resultados que as tensões de contração dependem da configuração e tamanho das restaurações. A resistência do dente contra contração de polimerização diminuiu com o aumento da perda de estrutura

dentinária. Grandes restaurações diminuem a concentração de tensões internamente ao material e na interface adesiva, porém aumentam a concentração de tensões na estrutura dentária. A validação do modelo indica que a contração de polimerização não pode ser baseada nas propriedades do compósito ou somente na configuração da restauração, mas os padrões de distribuição dependem do local e das propriedades dos dentes e restauração, geometria, restrições e procedimentos restauradores. A deformação dos dentes foi indicativa que as tensões no dente são maiores que as tensões no material ou na interface adesiva.

Misra *et al.*, em 2005, desenvolveram um modelo de elementos finitos baseado em propriedades de recentes medidas micromorfológicas, químicas e mecânicas da interface adesivo-dentina usando microspectrometria confocal Raman e escaneamento por microscopia acústica. Os resultados foram inseridos no modelo de elementos finitos indicando que a distribuição de tensões e concentrações são afetadas pela micro-escala das propriedades elásticas das várias fases que compõe a interface dentina-adesivo que foi considerada como material anisotrópico. O estudo paramétrico avaliou o efeito da anisotropia na distribuição das tensões micromecânicas nas fases da camada híbrida e na dentina peritubular. Os autores concluíram que a anisotropia afeta a região e a extensão da concentração de tensões, bem como o local da máxima concentração de tensões. A anisotropia das fases pode afetar o provável local de início da falha.

Meira *et al.*, em 2007, propuseram um estudo para determinar a tensão de contração de compósitos por meio de método de elementos finitos, com diferentes condições de restrição definidas pela rigidez e o fator C nos sistemas de testes, e o módulo de elasticidade dos substratos aderidos. Os materiais foram considerados elásticos, homogêneos e isotrópicos e a contração foi simulada por analogia térmica. Os autores puderam concluir que o fator C sozinho não é capaz de influenciar a concentração de tensões, mas quando associado à rigidez e ao módulo de elasticidade, afeta significativamente as tensões.

Witzel *et al.* analisaram, em 2007, com o uso do método de elementos finitos, a influência do tamanho dos espécimes (diâmetro e altura) de resina composta na tensão de contração de um sistema de rigidez definida e em situações de deformações axiais onde o substrato aderido foi suprimido. Os autores observaram que a interação entre diâmetro e altura foi significativa nos resultados de tensão de contração, houve correlação direta entre tensão e fator C e não houve correlação entre tensão e volume. Concluíram então que a dimensão dos espécimes influencia os resultados dos testes. Os valores de tensão são fortemente aumentados com o confinamento dos espécimes provavelmente devido a concentração de tensão adjacente a interface adesiva.

Meira *et al.*, em 2010, frente aos resultados contraditórios presentes na literatura a respeito do papel da contração dos compósitos e do módulo de elasticidade na determinação da contração de polimerização, propuseram estudo com o objetivo de entender os mecanismos de teste e poder explicar as divergências entre os estudos. A hipótese gerada foi que o efeito da contração do compósito e do módulo de elasticidade nas tensões depende também da rigidez do sistema de teste. Um aparato comumente usado neste tipo de teste foi simulado por análise de elementos finitos com diferentes níveis de rigidez definidos pelo substrato aderente (metal, vidro, compósito ou resina acrílica). Foram modelados compósitos com os módulos de elasticidade variando de 1 GPa à 12 GPa e o volume de contração variou de 0,5% e 6%, e a contração foi simulada por analogia térmica. Os autores confirmaram a hipótese de que efeito da contração do compósito e do módulo de elasticidade nas tensões depende também da rigidez do sistema de teste. Quando a contração e o módulo aumentaram simultaneamente, as tensões aumentaram independente do substrato. Entretanto, se a contração e o módulo foram inversamente relacionados, suas magnitudes e interações com o material do substrato colante determinaram as respostas das tensões.

### 3. PROPOSIÇÃO

A proposição deste trabalho foi:

- 1) Avaliação da viabilidade da utilização de um método de geração de modelo tridimensional de dente pré-molar superior, com a capacidade de representar as tensões de polimerização geradas pela contração volumétrica de compósitos dentários, por meio de análise por elementos finitos;
- 2) Se comprovada a viabilidade de utilização deste novo método, o modelo será utilizado para avaliar a distribuição de tensões no dente hígido e nos dentes restaurados com resina composta, com o uso de análise de elementos finitos e com a presença de três fatores em estudo:
  - 2.1) Nível de perda estrutural (presença ou não de dentina socavada sob as cúspides);
  - 2.2) Tipo de monômero resinoso (à base de silorano e de metacrilato);
  - 2.3) Presença ou não de carregamento de compressão.

As hipóteses geradas são que o uso de modelo 3D de pré-molar superior com analogia térmica para representar as tensões de polimerização geradas pela contração volumétrica de compósitos é viável por meio do método de elementos finitos, e que todas as variáveis apresentadas no item 2 influenciam o comportamento biomecânico restaurador de pré-molares superiores.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

Esta pesquisa foi composta por duas etapas de execução. Na primeira, foi avaliada a viabilidade da utilização de um método de geração de modelo tridimensional de dente pré-molar superior, com a capacidade de representar as tensões de contração de polimerização geradas pelas resinas compostas, por meio de análise por elementos finitos. A segunda etapa seguiu o seguinte delineamento:

1- Unidade experimental: Modelo matemático

2- Fatores em estudo:

A- Perda estrutural em dois níveis (cúspide com e sem socavamento);

B- Tipo de monômero em dois níveis (resina de metacrilato e silorano);

C- Presença de carregamento de compressão (com e sem carregamento);

**9 Modelos, sendo 1 hígido (controle).**

3- Variável de resposta: Distribuição de tensões (MPa);

4- Método de análise: Análise por método de elementos finitos;

5- Forma de análise dos dados: Análise descritiva.

### 4.1 Método de geração de modelo tridimensional

O modelo 3D do dente pré-molar superior hígido utilizado neste estudo, foi desenvolvido pelo grupo de Soares em 2008 e veio sendo aprimorado até os dias de hoje. Para a obtenção do modelo inicial, dentes 1<sup>os</sup> pré-molares superiores foram extraídos na Clínica de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, com indicação ortodôntica e prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da mesma instituição (217/06, Anexo 1). Após a extração, os dentes foram limpos e visualizados em lupa estereoscópica 40X de aumento (Leica, Hanau, Alemanha). Os dentes hígidos, livres de trinca, desgaste e cárie, foram armazenados em solução de água



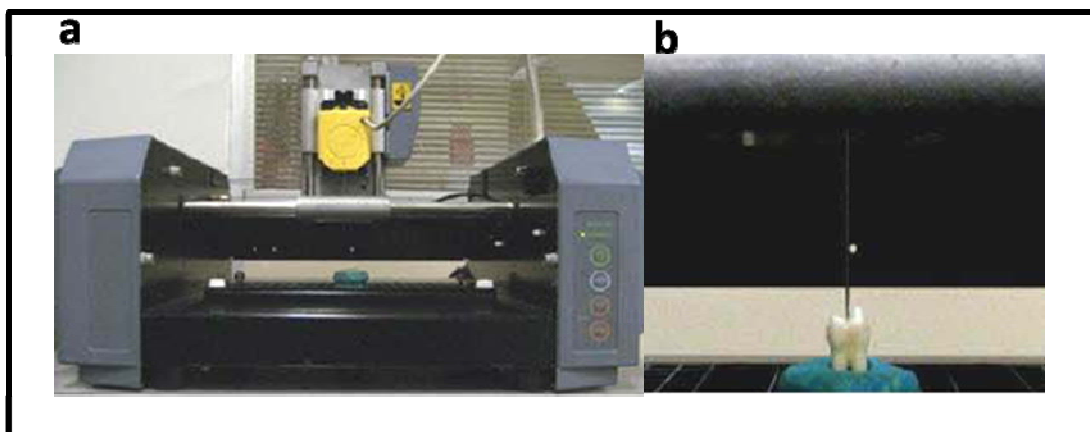
destilada e timol a 37°C. Foi selecionado primeiro pré-molar superior hígido que serviu como modelo padrão, pois apresentava anatomia e medidas coronárias de acordo com a literatura (Picosse, 1983) (Figura 1). O dente foi utilizado por Soares 2008 como referência para construção do modelo tridimensional da coroa do dente hígido, sendo inicialmente posicionado em Scanner de contato (MDX-40, Modela Roland, Cotia, SP, Brazil) (Figura 2). Este aparelho gerou o contorno externo do esmalte, por meio de calibração em 0,2mm para cada traçado da ponta de contato sobre a superfície dental. A geometria externa obtida foi arquivada em arquivos com extensão do tipo \*.STL (Stereolitografia) (Figura 3.a,b), em computador ligado ao sistema do scanner.

Após a obtenção da geometria externa da coroa, a raiz do pré-molar foi protegida com cera utilidade (Wilson, Cotia, SP, Brazil) e o esmalte imerso em solução de ácido clorídrico a concentração de 10% (Soares, 2008), de forma que apenas o esmalte permanecesse em contato com ácido clorídrico e este fosse totalmente removido. Assim, após degradação em solução do ácido durante 10 minutos, a remoção do esmalte foi confirmada por meio de análise em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha), para avaliação da preservação da estrutura de dentina coronária. A digitalização foi realizada novamente, com o objetivo de mapear a geometria externa na dentina coronária (Figura 3.c).

Na sequência, o dente foi seccionado no seu longo eixo para realizar a digitalização da cavidade pulpar.

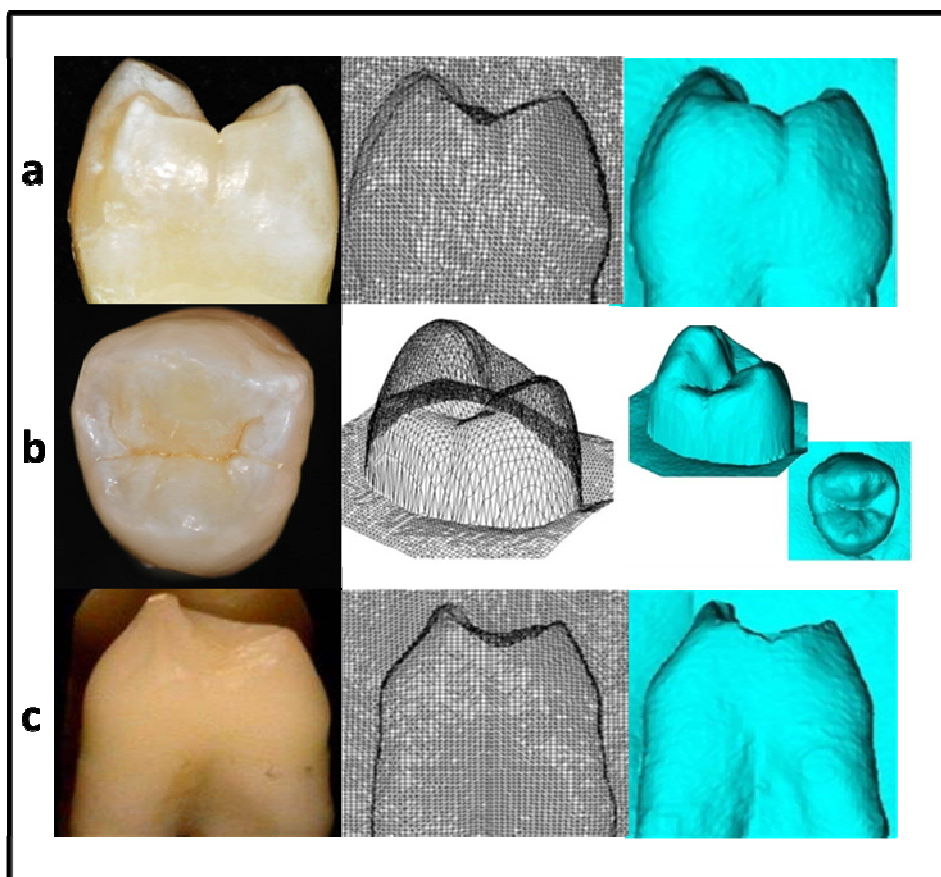


Figura 1 – Padrão coronário do primeiro pré-molar hígido selecionado.



*Soares, 2008*

Figura 2 – Scanner de contato (MDX-40, Modela Roland, Cotia, SP, Brazil) (a). Dente pré-molar superior hígido tendo a superfície externa digitalizada (b).



*Soares, 2008*

Figura 3 – Digitalização do esmalte (a,b), dentina (c) e geração de arquivos com extensão \*.STL.

Os arquivos do esmalte, dentina e polpa, armazenados sob formato \*.STL, foram exportados para *software* de modelagem bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D 4.0, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional que serviu como padrão de dente hígido. Neste programa foram geradas superfícies NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*), próprias para modelagem de geometria complexa e bio-modelagens, baseadas na geometria externa obtida. Sobre o arquivo \*.STL foram selecionados pontos em regiões estratégicas de marcos anatômicos, que serviram de referência para geração de linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades, posicionadas no colo dental, equador protético, cristas marginais, entre outros. Estas linhas foram então utilizadas para geração de superfícies (Figura 4.a) e a união das superfícies formou o modelo renderizado, ou seja, com as superfícies justapostas (Figura 4.b). A partir destas superfícies foram gerados os volumes das estruturas internas e externas do dente de referência digitalizado.

O formato da raiz do modelo padrão de pré-molar superior foi gerado como sendo uni-radicular (Figura 4.a,b), por meio da média das medidas radiculares, aferidas com auxílio de paquímetro digital. Foi realizada a simulação do ligamento periodontal e inclusão em cilindro de resina de poliestireno, reproduzindo as condições realizadas em estudo laboratoriais (Soares *et al.*, 2005). O ligamento periodontal foi simulado com espessura de 0,3mm. As superfícies NURBS das estruturas de esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal e resina de poliestireno foram montadas e unidas para a formação do modelo hígido (Figura 5.a,b,c,d,e). Todas as estruturas no modelo respeitaram as medidas do dente padrão (Figura 6.a,b,c).

Estas imagens foram exportadas para o *software* de análise de tensões (Ansys Workbench 12.0.1,PA, EUA). Neste programa, foram gerados volumes das estruturas internas e externas de cada dente e a malha de cada estrutura. Após a discretização dos modelos, foram definidas as condições de contorno, etapa importante na simulação dos contatos entre estruturas, restrição do modelo, aplicação de carga e análise das tensões.

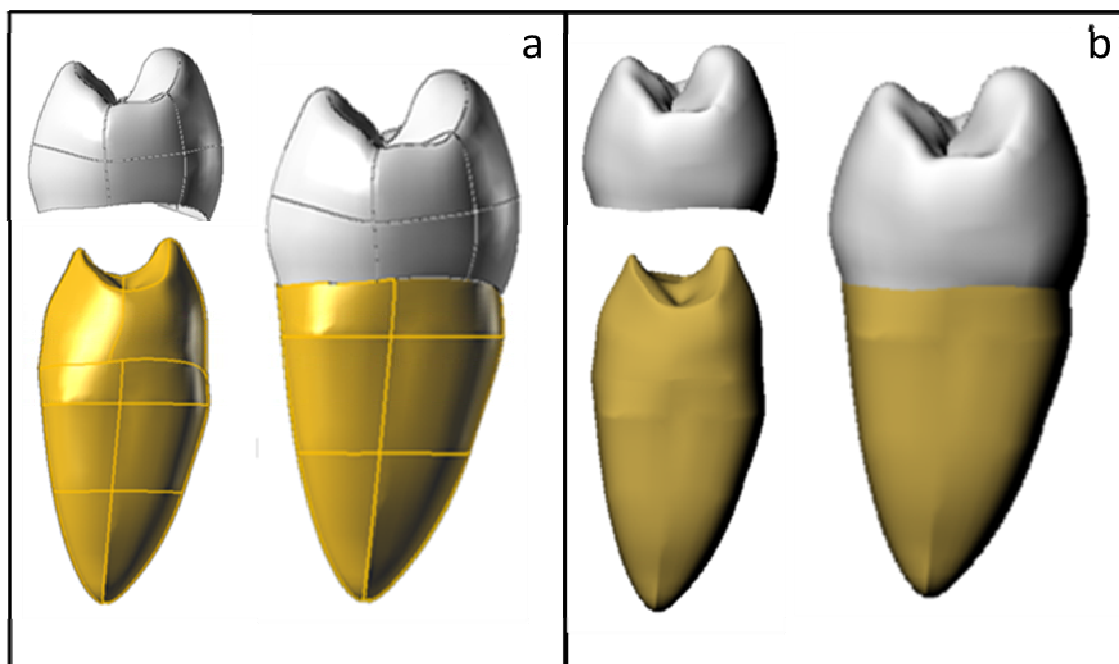


Figura 4 – Modelo hígido gerado pelo CAD de biomodelagens (Superfícies NURBS) destacando-se as linhas utilizadas para a geração de superfícies (a). Modelo renderizado (b).

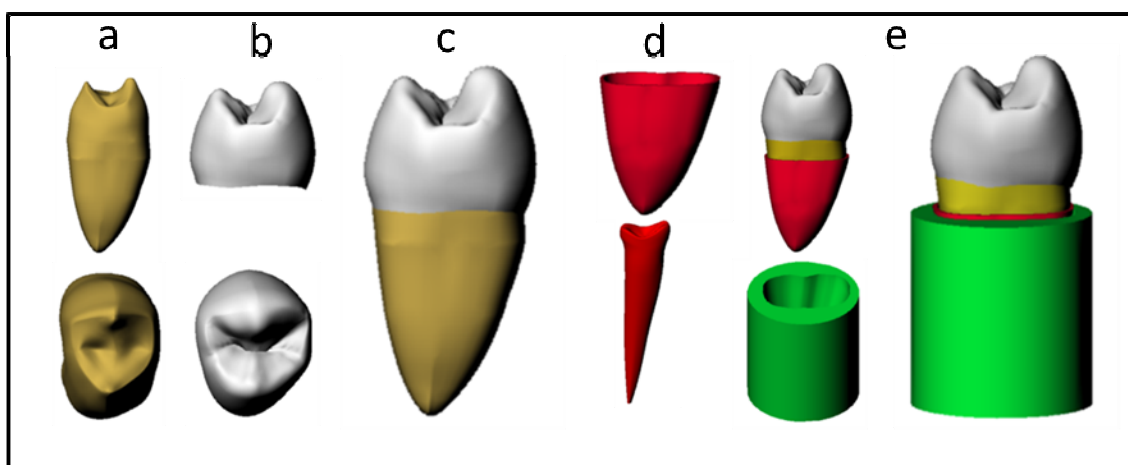


Figura 5 - (a) volumes de dentina; (b) volumes do esmalte; (c) montagem dos volumes de esmalte e dentina; (d) volume do ligamento periodontal e polpa; (e) montagem dos volumes do dente, ligamento peridontal e cilindro.

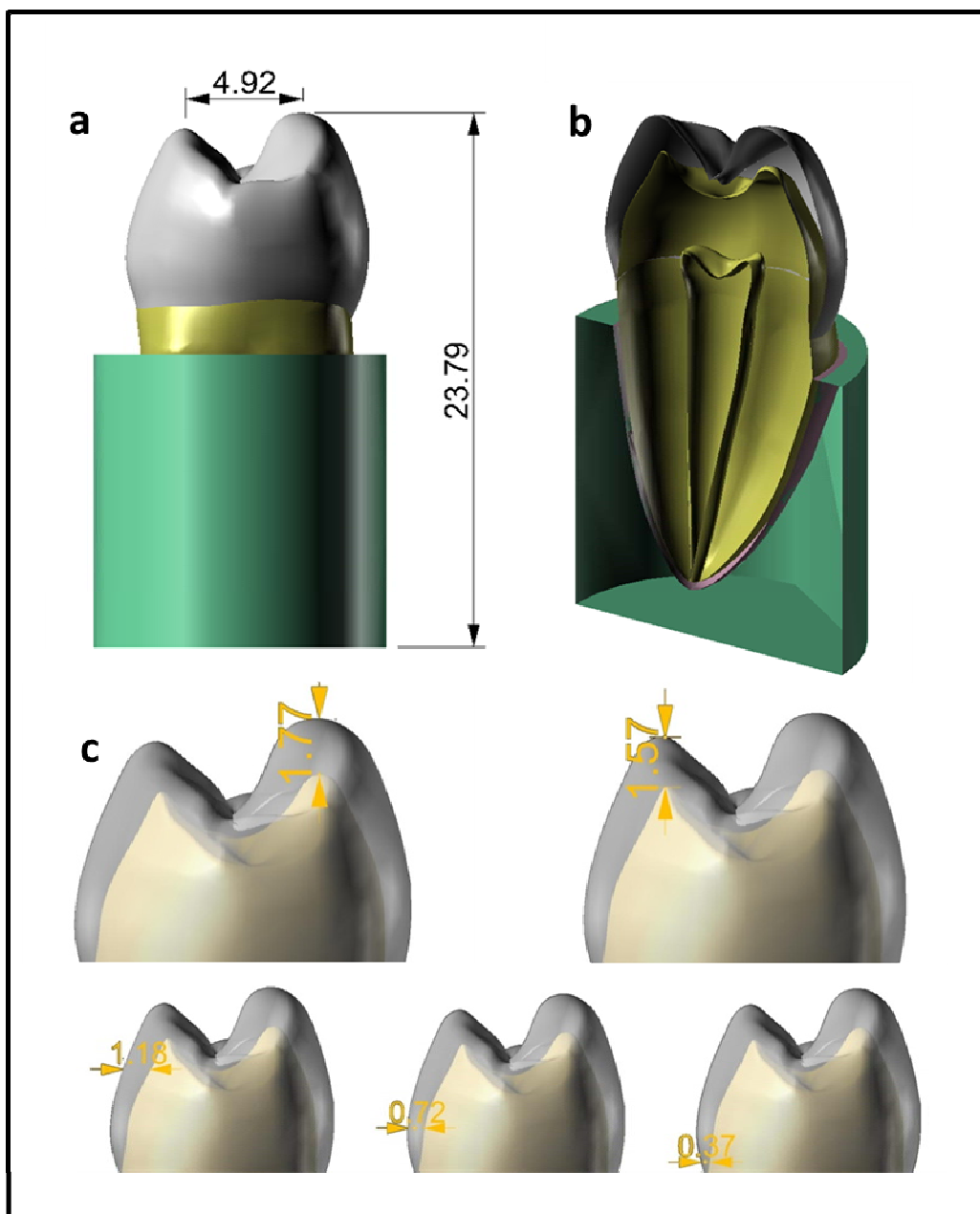


Figura 6 – Medidas do modelo de acordo com o dente padrão (a); secção transversal do modelo mostrando os volumes montados (b); espessuras do esmalte de acordo com o dente padrão (c).

O modelo acima foi o pioneiro e evoluiu com algumas simplificações na geometria externa utilizando o protocolo BioCAD (CTI), removendo-se alguns detalhes da anatomia superficial, tornando-a mais simples. Os elementos utilizados no novo modelo também foram simplificados. Desta forma o

recalibração e a remodelagem dos modelos, os tornaram mais ágeis e reaproveitáveis no processamento dos dados, para a utilização nesta pesquisa.

## **4.2 Ensaio laboratorial do preparo**

Para a definição das dimensões e formas de preparo, foi executado um ensaio laboratorial. Para isso dentes pré-molares superiores foram extraídos na Clínica de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas, com indicação ortodôntica e prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da mesma instituição (168/09, Anexo 2). O dente selecionado para o ensaio do preparo seguiu os mesmos padrões do dente escolhido por Soares em 2008, para a digitalização do modelo 3D. Este dente foi incluído em cilindro de resina de poliestireno, e realizada uma radiografia periapical no sentido vestibulo-palatino para demonstrar o dente com estrutura hígida (Figura 7). O dente recebeu um preparo de cavidade classe II mésio-ocluso-distal (MOD) com a utilização de ponta de diamante n° 1151 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) montada em caneta de alta rotação, acoplada à máquina padronizadora de preparos (Soares C *et al.*, 2008) (Figura 8), sob irrigação constante. O preparo da caixa oclusal envolveu 3/4 do istmo e 2,0mm de profundidade. As caixas proximais apresentaram 3,5 mm de profundidade, com parede axial de 1,5mm altura, parede gengival com 1,5 mm de largura e uma nova tomada radiográfica foi realizada (Figura 9). O socavamento das cúspides foi realizado com ponta de diamante com formato oval n° 3168 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) até que restasse, aproximadamente, 1,2 mm de esmalte e dentina, que foi medido com espessímetro, e realizada nova tomada radiográfica (Figura 10).

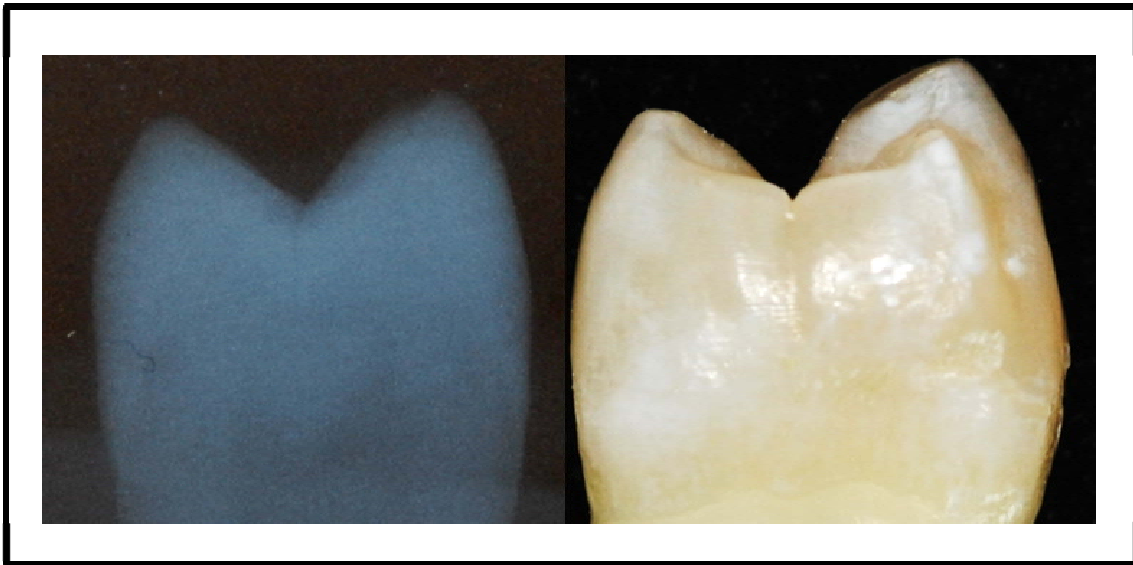


Figura 7 – Radiografia periapical da coroa do dente hígido e vista proximal do dente.

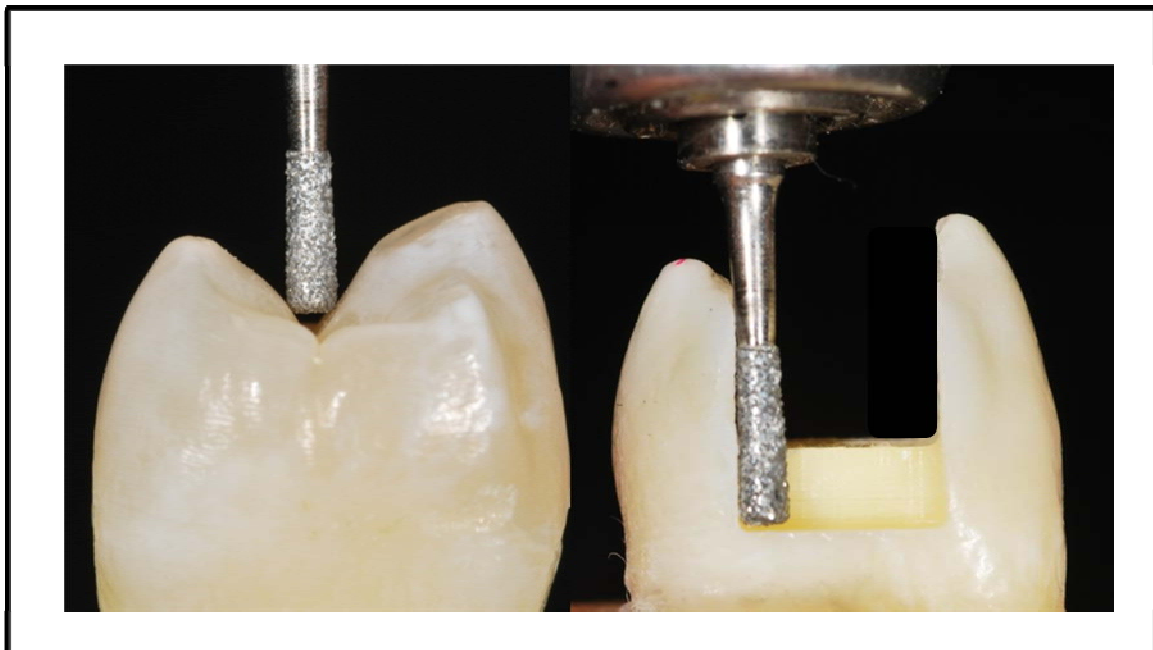


Figura 8 – Preparo classe II realizado com ponta de diamante n° 1151.



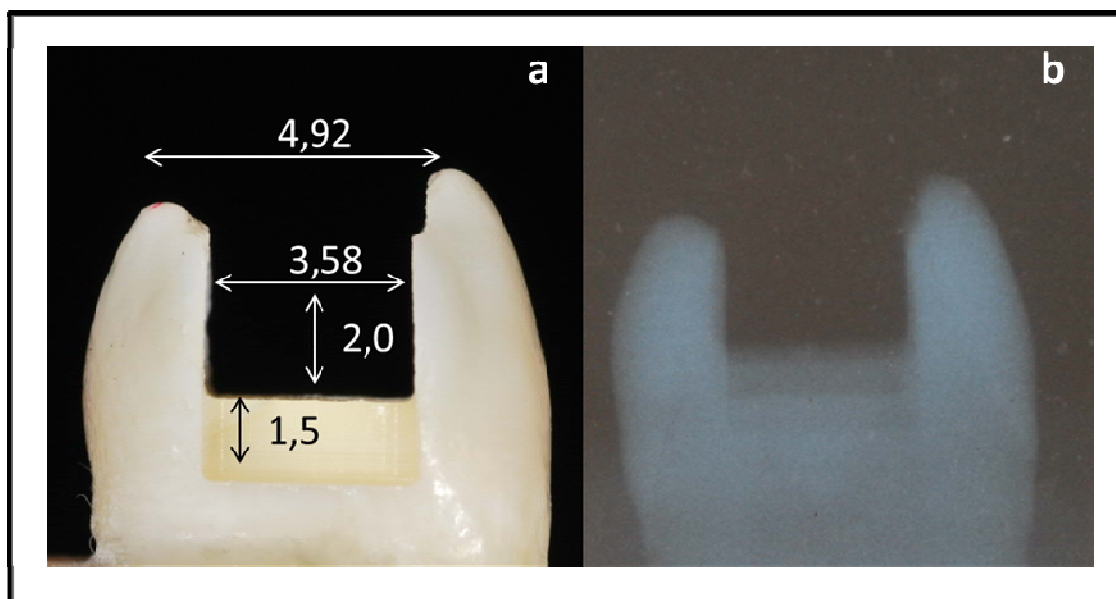


Figura 9 – Medidas dos preparos classe II (MOD) com abertura vestibulo-palatina de  $\frac{3}{4}$  do istmo, 2mm de profundidade oclusal, 1,5mm de profundidade da parede axial (a). Radiografia do dente com preparo realizado (b).



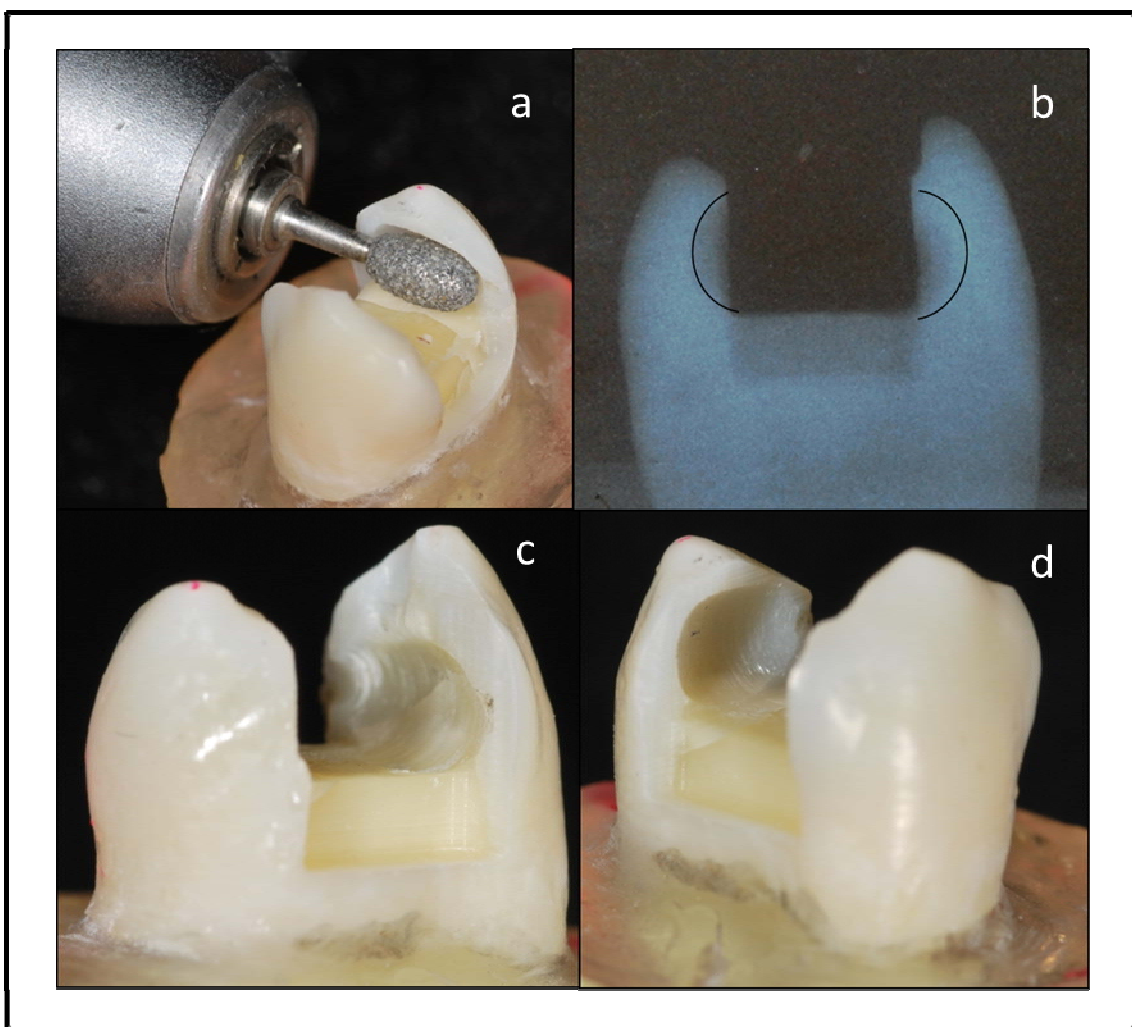


Figura 10 – Socavamento das cúspides com ponta de diamante nº 3168 (a), radiografia do preparo com socavamento (b), vista em perspectiva das cúspides socavadas vestibular (c) e palatina (d).

### 4.3 Simulação das formas de preparo no modelo 3D

Após observação da amostra do dente e das radiografias, foram simuladas as diferentes formas de preparo no modelo tridimensional do pré-molar superior hígido. Foram gerados 9 modelos: modelo de dente hígido controle, dois tipos de perda estrutural (com e sem socavamento de cúspide), dois tipos de composições de resina utilizadas (metacrilato e silorano) e duas situações (com e sem carregamento de compressão) (Tabela1). As medidas das cavidades confeccionadas nos modelos (Figura 11) se basearam em condições de preparos reais realizados no ensaio dos preparos. Para a realização do socavamento, o modelo da ponta de diamante com formato oval n° 3168 com diâmetro de 2,3 mm, foi gerado no CAD a partir de uma radiografia periapical da ponta e o formato de meia ponta (descontando-se a espessura do pescoço da ponta 0,9mm) de, aproximadamente, 0,7mm foi subtraído das bases das cúspides deixando-a enfraquecida (Figura 12). A camada de adesivo não foi gerada no modelo devido a sua espessura ser menor que 300µm, conforme observado em microscopias eletrônicas de varredura (MEV) realizadas para este fim (Figura 13). A pequena espessura da camada de adesivo quando comparada as dimensões do modelo geraria uma malha muito carregada a fim de garantir sua adequada representação, o que não influenciaria de maneira crítica os resultados do estudo na escala usada e dificultaria a execução dos modelos no *software*. Devido a isso, optou-se por simplificar a camada adesiva com um modelo de contatos colados entre a resina e a estrutura dentária. A anatomia das restaurações de resina composta imitou exatamente a mesma anatomia do dente hígido (Figura 14).

Tabela 1 – Descrição dos modelos computacionais e grupos experimentais (9 grupos).

Fator em estudo	Descrição
Hígado	(Controle)
Perda estrutural (2 níveis)	Com socavamento de cúspide Sem socavamento de cúspide
Tipos de composição de resinas (2 níveis)	Monômeros à base de metacrilato Monômeros à base de silorano
Presença de carregamento compressivo (2 níveis)	Com carregamento Sem carregamento

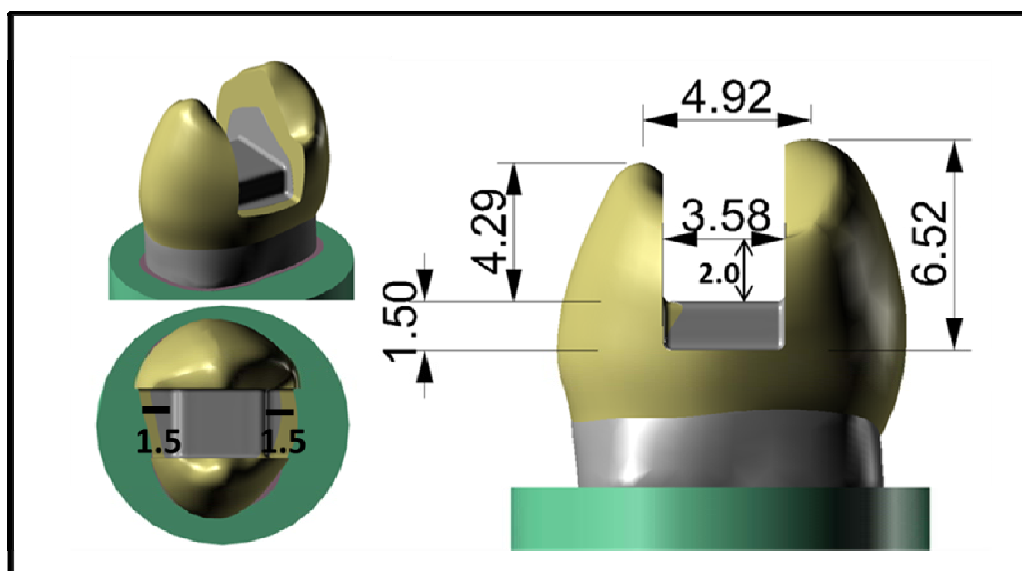


Figura 11 – Cavidades realizadas nos modelos respeitando as medidas reais.

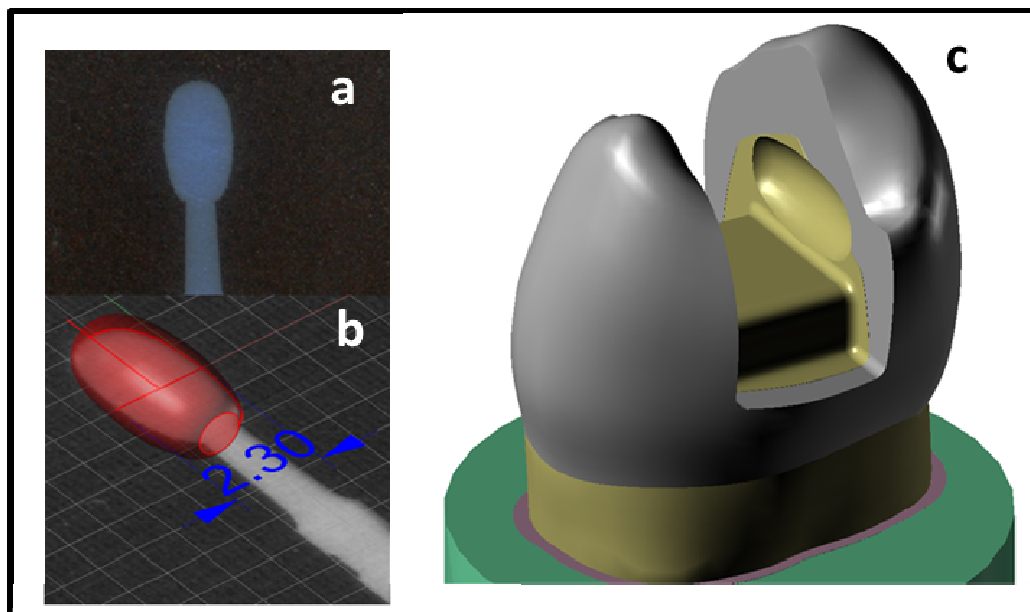


Figura 12 – Rx da ponta de diamante (a), geração do modelo da broca em elementos finitos (b) e simulação do socavamento das cúspides (c).

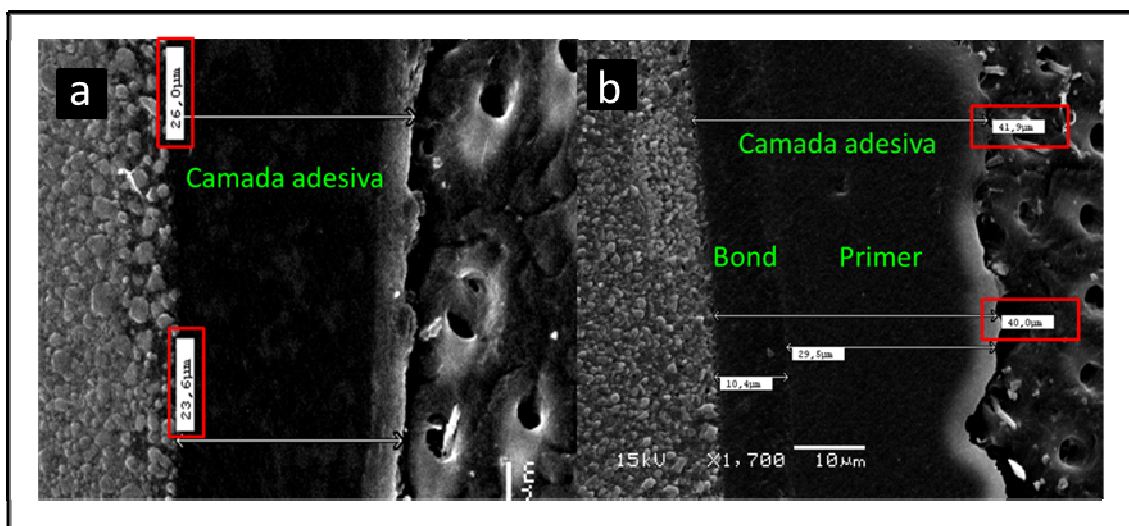


Figura 13 – MEV das camadas de adesivo. Sistema Adesivo Adper Single Bond 2 (a); Sistema Adesivo P90 (b).

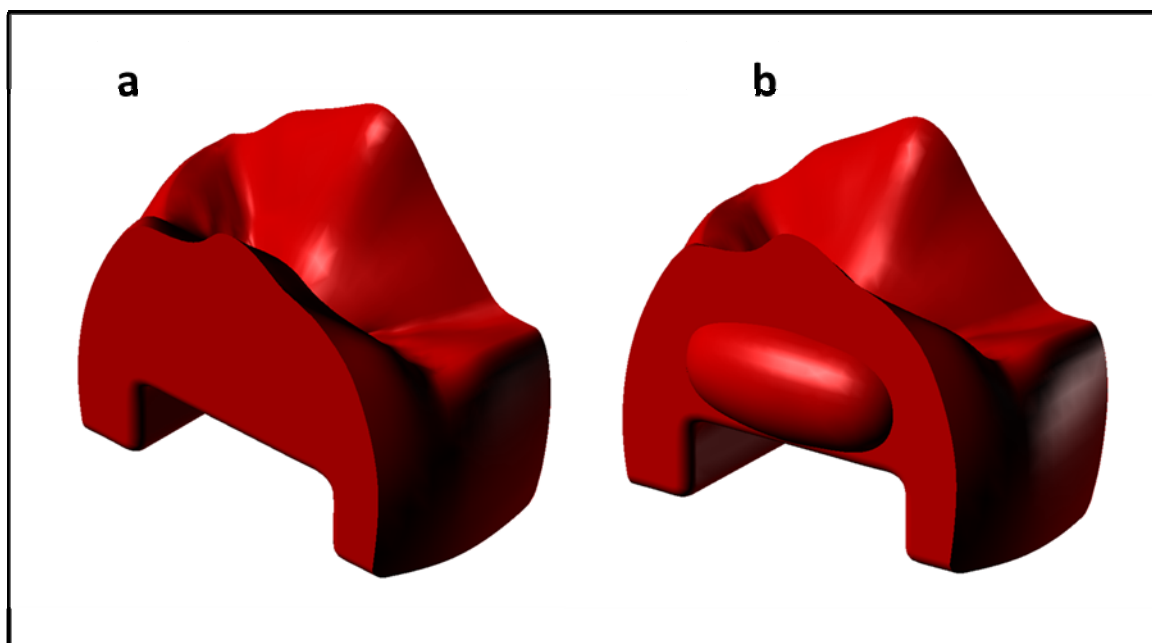


Figura 14 - Anatomia da restauração do grupo com paredes de dentina não socavadas (a) e socavadas (b).

#### 4.4 Fase de processamento

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados para o modo de pré-processamento do *software* Ansys Workbench 12.0.1 (PA, EUA) e a malha de cada estrutura foi gerada empregando um elemento sólido do tipo quadrático, tetraédrico e com 10 nós em cada elemento. O processo de construção da malha foi controlado empregando-se ferramentas específicas do *software* de processamento, de forma a se obter uma malha homogênea e com adequada congruência e conectividade entre as estruturas geradas (Figura 15). A quantidade de elementos e nós dos modelos estão descritos na Tabela 2. Posteriormente, as propriedades mecânicas necessárias para o desenvolvimento de estruturas isotrópicas, lineares e homogêneas foram inseridas. Estas propriedades foram obtidas por meio de revisão de literatura (Tabela 3). Em seguida foram definidas as condições de contorno, etapa importante na simulação dos contatos entre estruturas, que neste caso foram

consideradas como sendo perfeitamente unidas, restrição de deslocamento do modelo, aplicação de carga e análise das tensões. Foi aplicada pressão constante de 50N em cada cúspide com direção normal à superfície das vertentes triturantes, em regiões previamente demarcadas e padronizadas no CAD. O contato foi simulado de forma a reproduzir condições realizadas em laboratório, como se uma esfera de 29,58 mm de diâmetro fosse empurrada contra o dente. A restrição de deslocamento do modelo foi realizada na base e superfície lateral do cilindro (Figura 16). Para análise dos resultados foi empregado critério de associação de tensões máximas principais e von Mises.

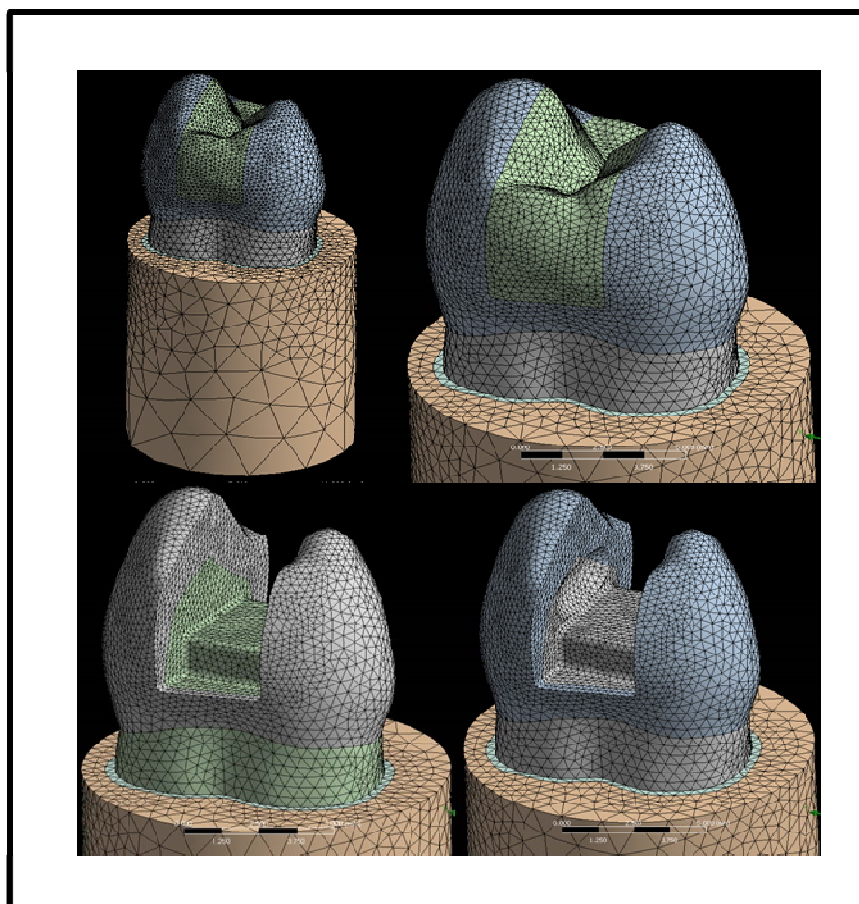


Figura 15 – Malha dos modelos com elementos quadráticos e tetraédricos.

Tabela 2 – Quantidade de nós e elementos nos modelos.

Modelos	Nós	Elementos
Hígido	192.253	128.194
Classe II não socavado	319.241	215.695
Classe II socavado	315.854	212.956

Tabela 3 – Propriedades mecânicas das estruturas dentárias e dos materiais .

	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Contração Volumétrica (%)
Esmalte (Wright & Yettram, 1979)	$46,8 \times 10^3$	0,30	
Dentina (Rees <i>et al.</i> , 1994)	$18 \times 10^3$	0,31	
Poliéter (Farah <i>et al.</i> , 1981)	50	0,45	
Resina de Poliestireno (Stafford <i>et al.</i> , 2004)	$13,5 \times 10^3$	0,31	
Resina composta a base de metacrilato (Chung <i>et al.</i> , 2004; Boaro <i>et al.</i> , 2010)	$12,52 \times 10^3$	0,308	1,7
Resina composta a base de silorano (Soares, 2010 – No prelo)	$11 \times 10^3$	0,3	0,81

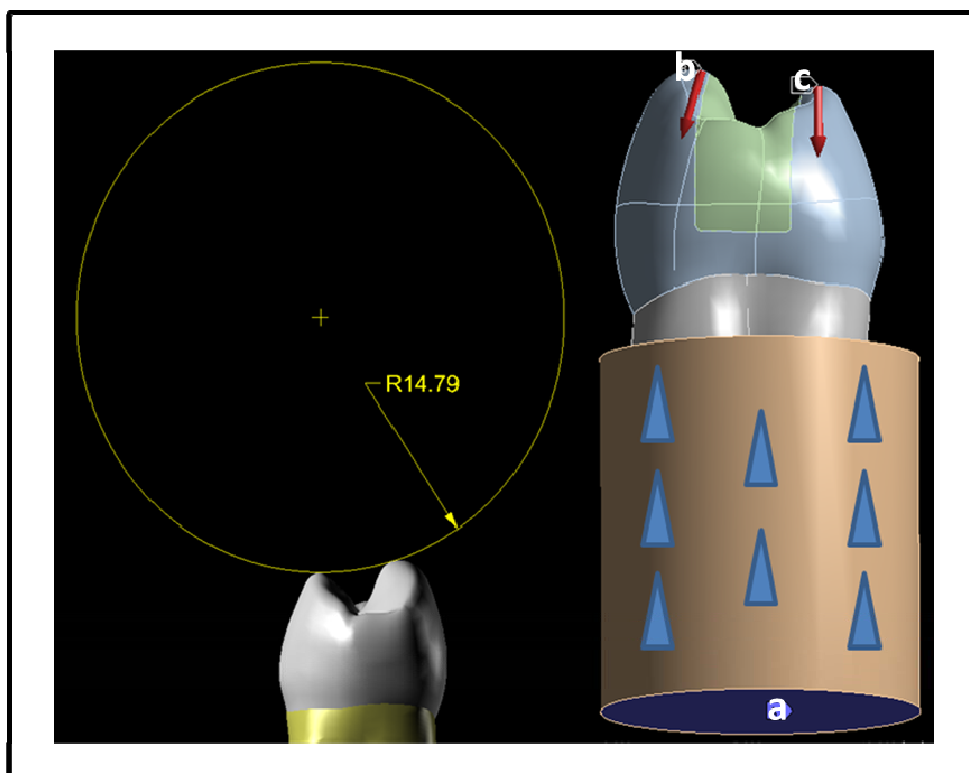


Figura 16 - Simulação de área de contato oclusal de 50 N em cada vertente triturante das cúspides, simulando o contato correspondente a uma esfera de 29,58 mm de diâmetro. A restrição é indicada pelas setas azuis e foi realizada com toda região externa do cilindro. A letra (a) representa a restrição inferior e as letras (b) e (c) representam a distribuição da carga.

#### 4.5 Simulação de contração do modelo

A contração de polimerização das resinas foi simulada por analogia térmica. Os coeficientes de expansão térmica lineares dos compósitos foram ajustados utilizando-se como parâmetro para o metacrilato, os dados da resina Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (Z250:  $5,7 \times 10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ ) e, para a resina de silorano, os dados da Filtek P90 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (P90:  $2,71 \times 10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ ), para se conseguir a contração volumétrica dada pela literatura (Z250: 1,7%, P90: 0,81%), com redução da temperatura em  $1^\circ\text{C}$ . As tensões



foram analisadas estruturalmente com base na contração. A composição dos compósitos utilizados como parâmetro neste estudo está representada na tabela 4.

Tabela 4- Composição dos compósitos.

Compósito	Matriz	Carga	Qtd. Carga em vlm.	Tamanho da partícula
<b>Filtek Z250</b>	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	ZrO <sub>2</sub> -SiO <sub>2</sub>	60%	0,01-3,5µm
<b>Filtek P90</b>	3,4 Epoxicicloexiletilciclopolidimetilsiloxano  bis-3,4 Epoxicicloexiletilfenilmetilsilano	Quartzo silanizado, Fluoreto de ítrio	55%	0,04-1,7µm

\*Dados fornecidos pelo Perfil Técnico do fabricante do produto (3M ESPE).

## 5. RESULTADOS

A análise da distribuição das tensões por meio de método de elementos finitos foi realizada de forma qualitativa com comparação entre as imagens. Após a análise do deslocamento do modelo, o método mostrou-se viável e apropriado para o uso. Para a análise dos resultados, as imagens foram comparadas ao dente hígido (Figura 17), e agrupadas de forma que possam ser comparados os fatores em estudo, primeiramente, mantendo a presença de carregamento (Figuras 18 e 19) e, posteriormente, sem a presença de carregamento (Figuras 20 e 21). Neste momento foi utilizada a tensão máxima principal como critério de análise, a qual é representada por meio de cores, tensões de tração (positivas) e tensões de compressão (negativas). As mesmas análises também foram realizadas utilizando-se o critério de von Mises, que é critério de falhas, ou seja, representa a maneira em que a energia é transmitida. Este critério representa apenas tensões distorcionais, ou seja, que maximizam o efeito cisalhante (positivas) (Figuras 24 e 25).

Analizando primeiramente o fator socavamento de cúspide, nos casos onde foi utilizada a resina de metacrilato com carregamento, as tensões de contração tendem a se concentrar mais no esmalte do modelo socavado em relação ao não socavado (Figuras 18 a, b e 19 a, b). Em todas as cavidades socavadas é observada a concentração de tensão de compressão na dentina acima do socavamento, e concentração de tensões de tração na superfície do socavamento (Figuras 18, 19, 20 e 21). Nas paredes vestibulares e palatinas das cavidades onde não há socavamento, há a concentração de tensões de compressão de maneira mais uniforme em toda a extensão das paredes (Figuras 18, 19, 20 e 21). Pode ser observada uma concentração de tensão de tração em toda borda das restaurações, e nas imagens onde foi utilizada a resina de metacrilato esta concentração é mais evidente nos modelos socavados, principalmente nos ângulos cavosuperficial gengival e oclusal. Pode-se observar também concentração de tensões nos ângulos internos diedros e triedros, no limite amelo-dentinário e na região cervical dos modelos. A cúspide palatina parece sofrer mais com o socavamento do que a cúspide

vestibular (Figuras 19 e 21). Em todos os modelos analisados a concentração de tensão no esmalte é superior à da dentina.

A contração de polimerização foi o fator de maior influência neste estudo e é claramente mais acentuada nos modelos restaurados com a resina de metacrilato, onde houve maiores concentrações de tensões de tração nas interfaces aderidas (Figuras 22 e 23) e tensões cisalhantes na interface aderida e nas demais estruturas dentárias (Figuras 24 e 25). De acordo com as imagens, o esmalte parece sofrer maior concentração de tensões cisalhantes em relação à dentina (Figuras 24 e 25). A concentração de tensão nos modelos que simulam as restaurações com a resina de silorano é mais restrita à interface adesiva, ou seja, menores que as da resina de metacrilato, e esta resina concentra mais tensões no seu interior em relação à de silorano (Figuras 19 e 21).

Com relação ao carregamento, a sua presença parece aumentar a concentração de tensão nas interfaces, porém a distribuição de tensões é proporcional entre os grupos com e sem carregamento (Figuras 22 e 23). A presença de carga desvia a distribuição das tensões para as estruturas dentárias e diminui a concentração das tensões no interior das resinas (Figuras 19 e 21).

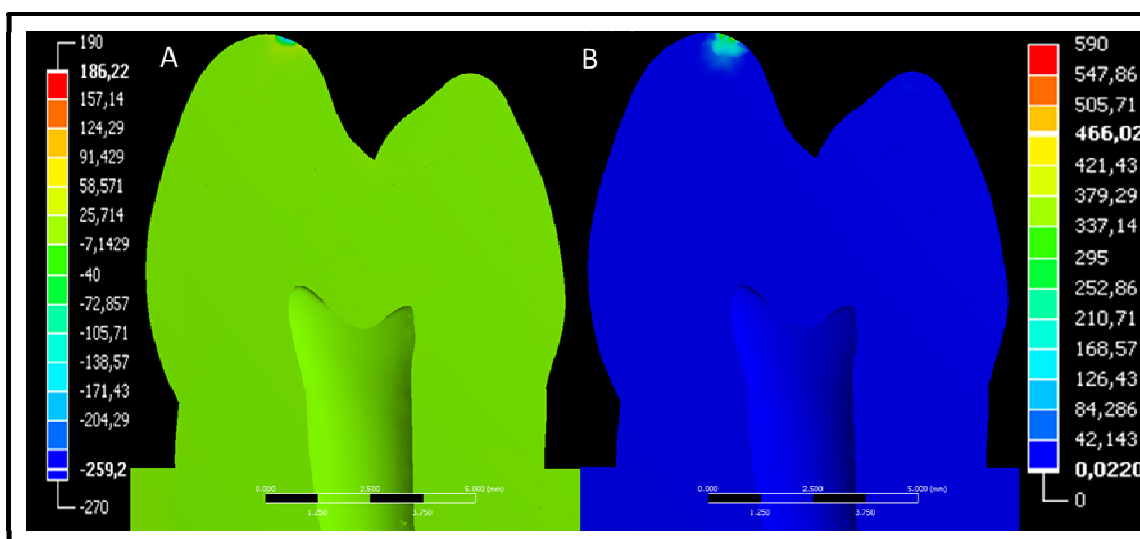


Figura 17 – Mapa de tensões para o dente hígido. (a) Tensões máximas principais; (b) Tensões pelo critério de von Mises.

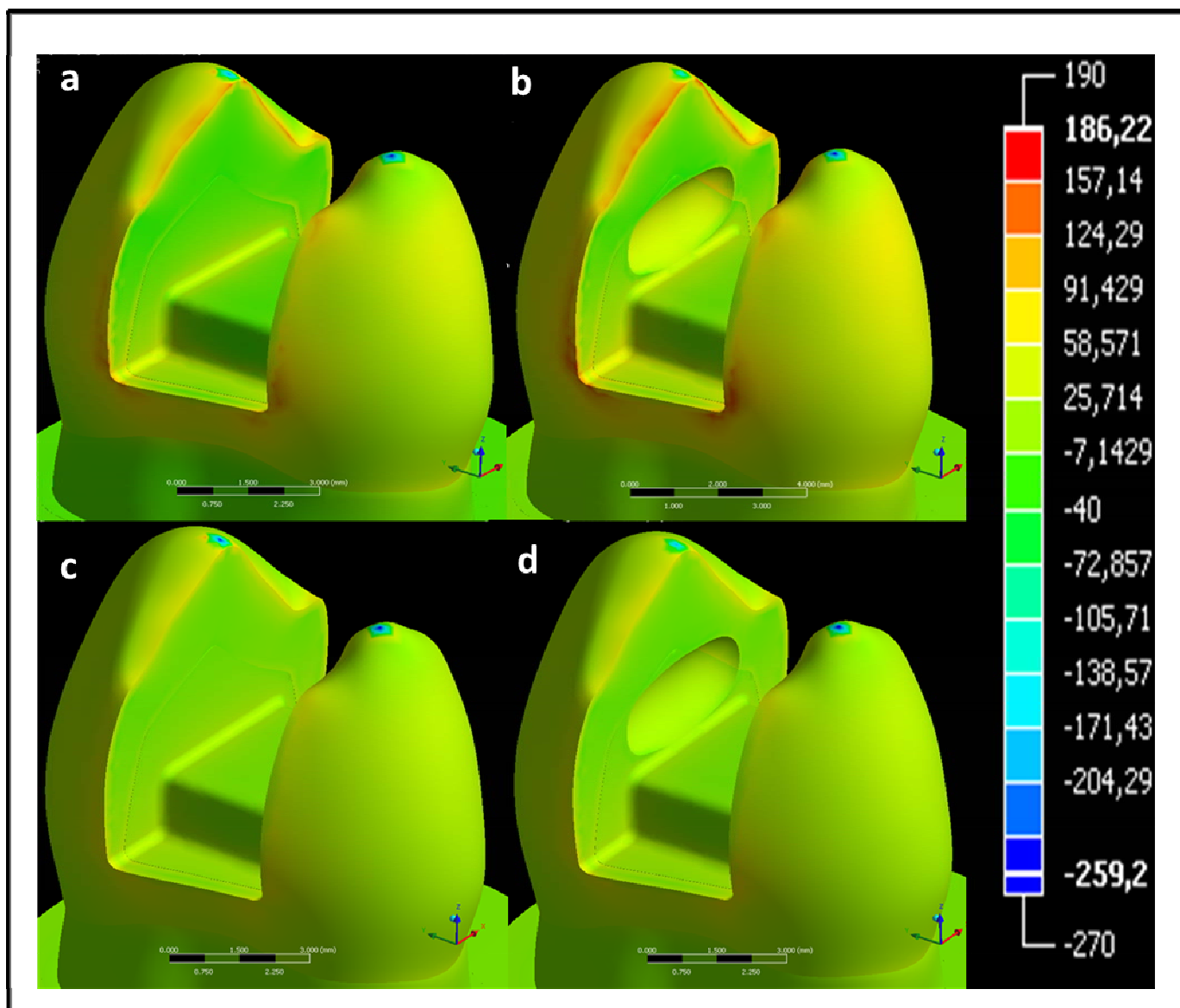


Figura 18 – Tensão máxima principal com carregamento. Resina de metacrilato sem socavamento (a); resina de metacrilato com socavamento (b); Resina de silorano sem socavamento (c) e resina de silorano com socavamento (d).

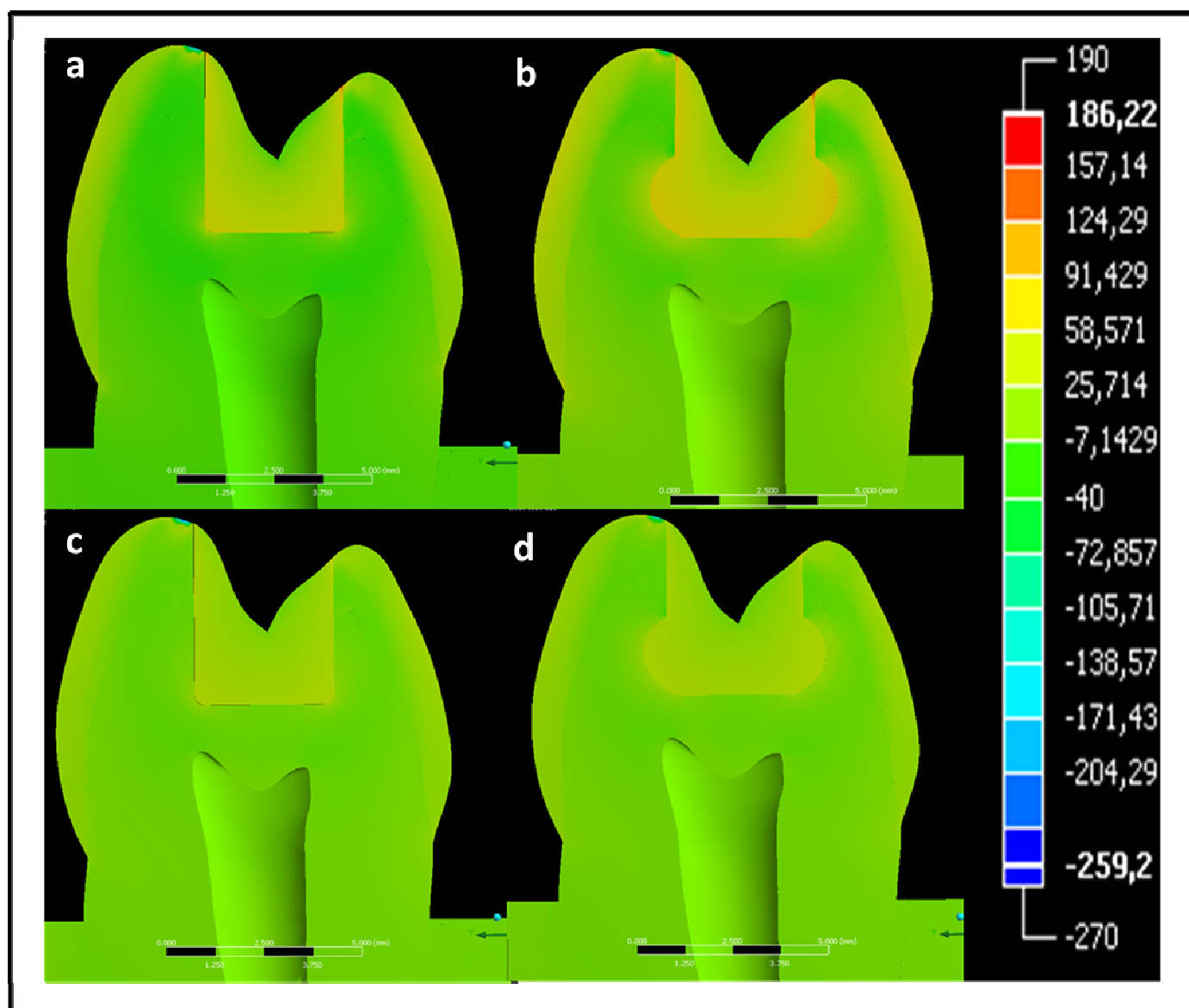


Figura 19 – Corte longitudinal, tensão máxima principal com carregamento. Resina de metacrilato sem socavamento (a); resina de metacrilato com socavamento (b); resina de silorano sem socavamento (c) e resina de silorano com socavamento (d).

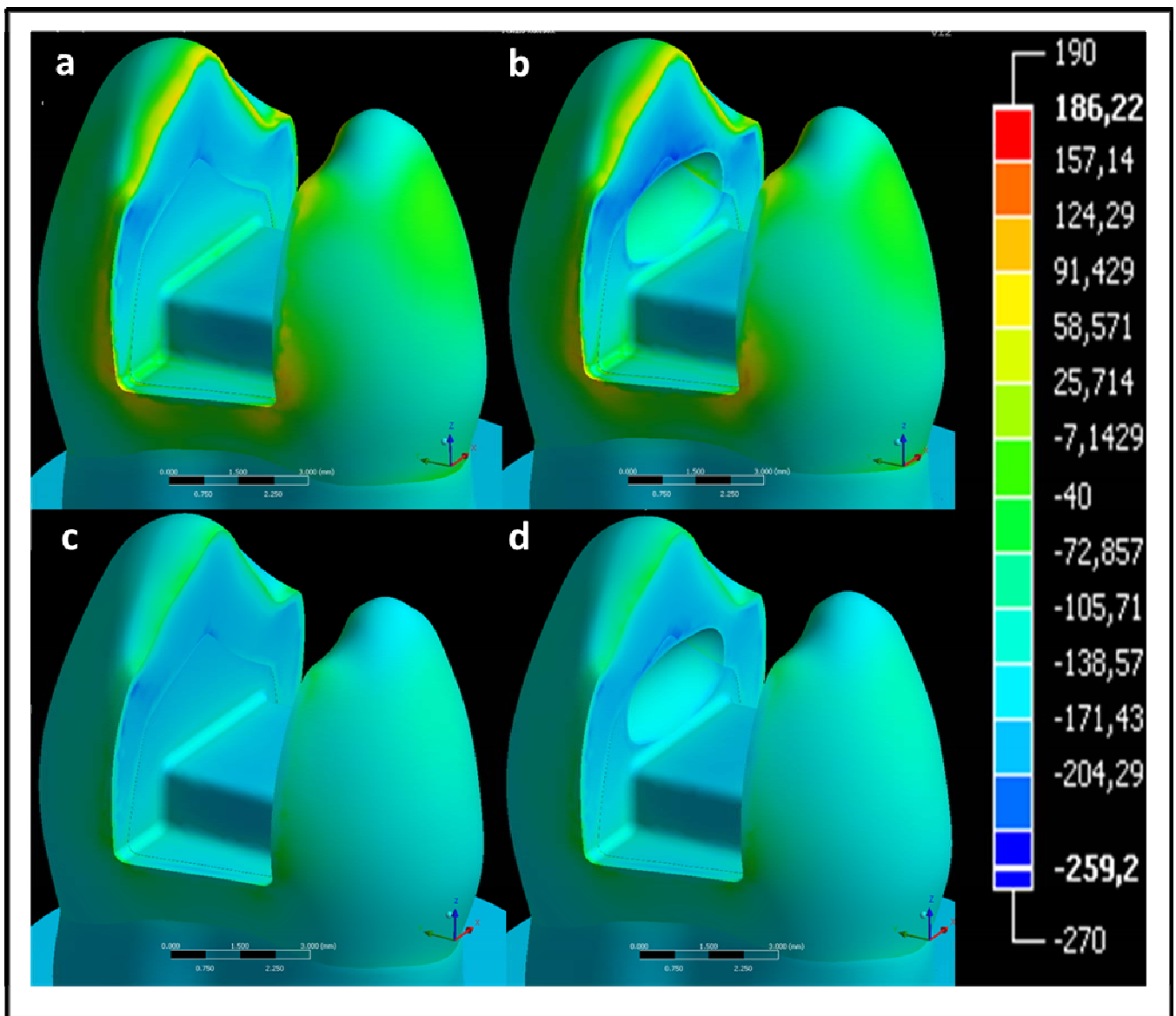


Figura 20 - Tensão máxima principal sem carregamento. Resina de metacrilato sem socavamento (a); resina de metacrilato com socavamento (b); resina de silorano sem socavamento (c) e resina de silorano com socavamento (d).

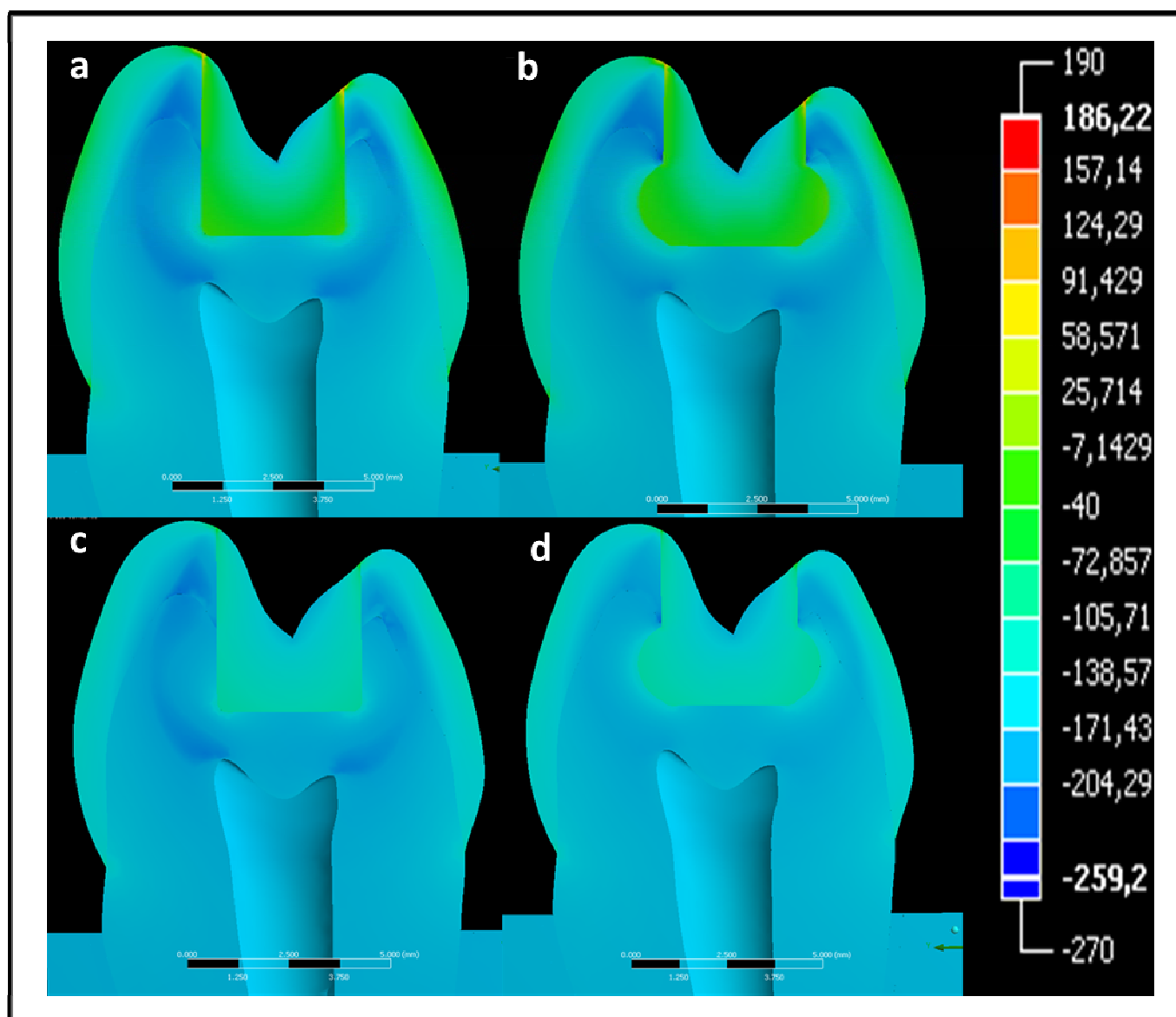


Figura 21 - Corte longitudinal, tensão máxima principal sem carregamento. Resina de metacrilato sem socavamento (a); resina de metacrilato com socavamento (b); resina de silorano sem socavamento (c) e resina de silorano com socavamento (d).

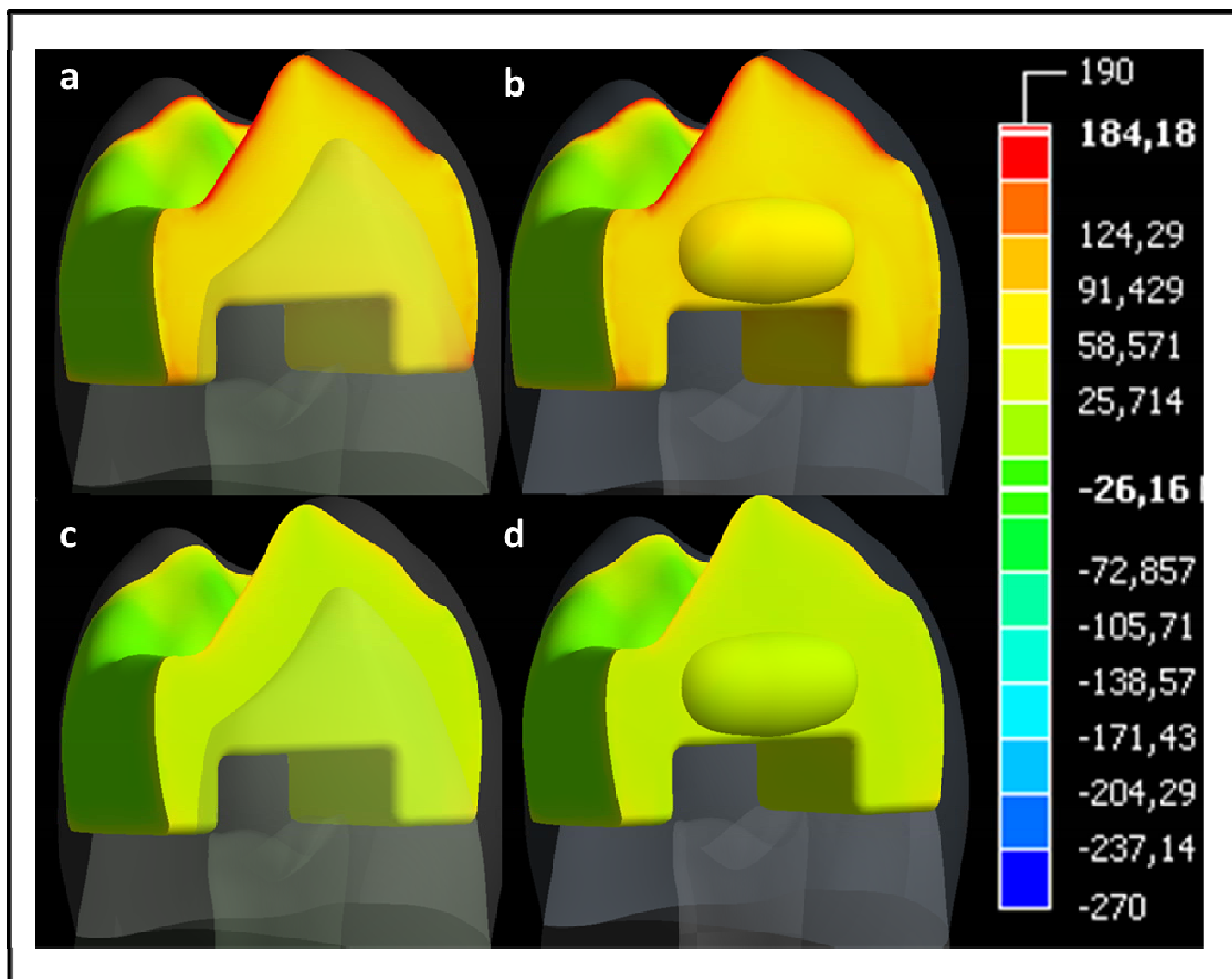


Figura 22 – Interface adesiva das restaurações, tensão máxima principal com carregamento. Resina de metacrilato sem socavamento (a); resina de metacrilato com socavamento (b); resina de silorano sem socavamento (c) e resina de silorano com socavamento (d).



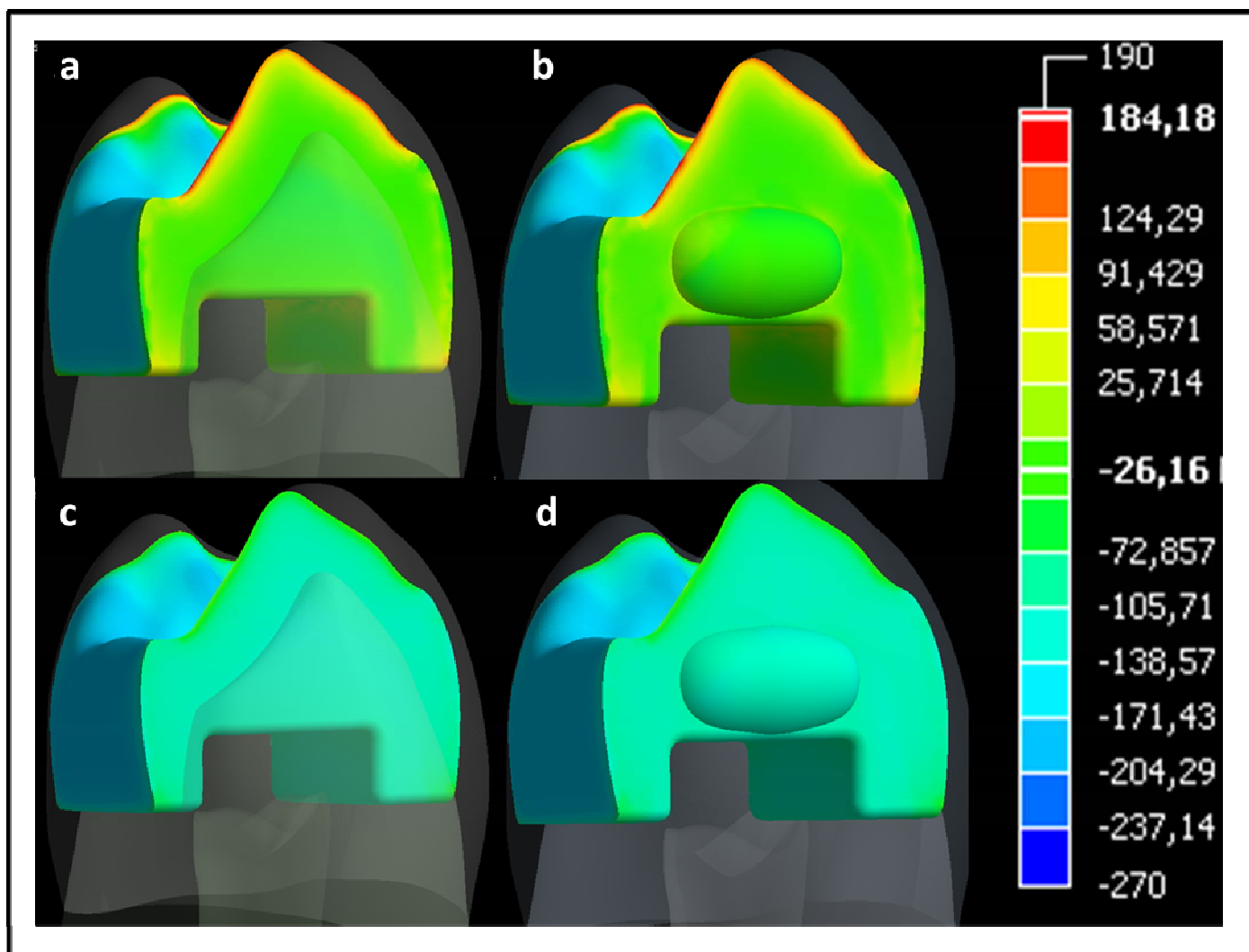


Figura 23 – Interface adesiva das restaurações, tensão máxima principal sem carregamento. Resina de metacrilato sem socavamento (a); resina de metacrilato com socavamento (b); resina de silorano sem socavamento (c) e resina de silorano com socavamento (d).

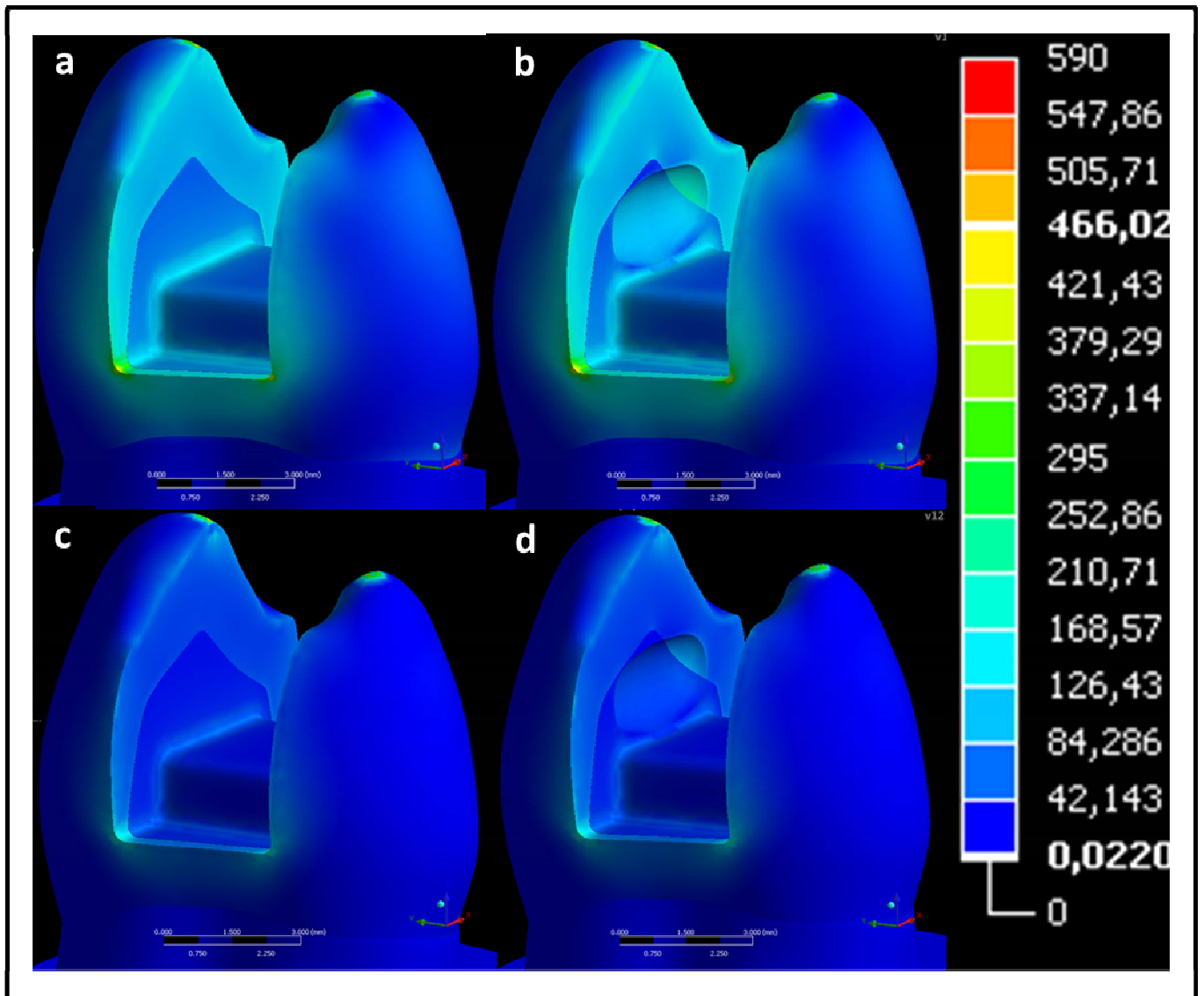


Figura 24 – Análise de von Mises com carregamento. Resina de metacrilato sem socavamento (a); resina de metacrilato com socavamento (b); resina de silorano sem socavamento (c) e resina de silorano com socavamento (d).

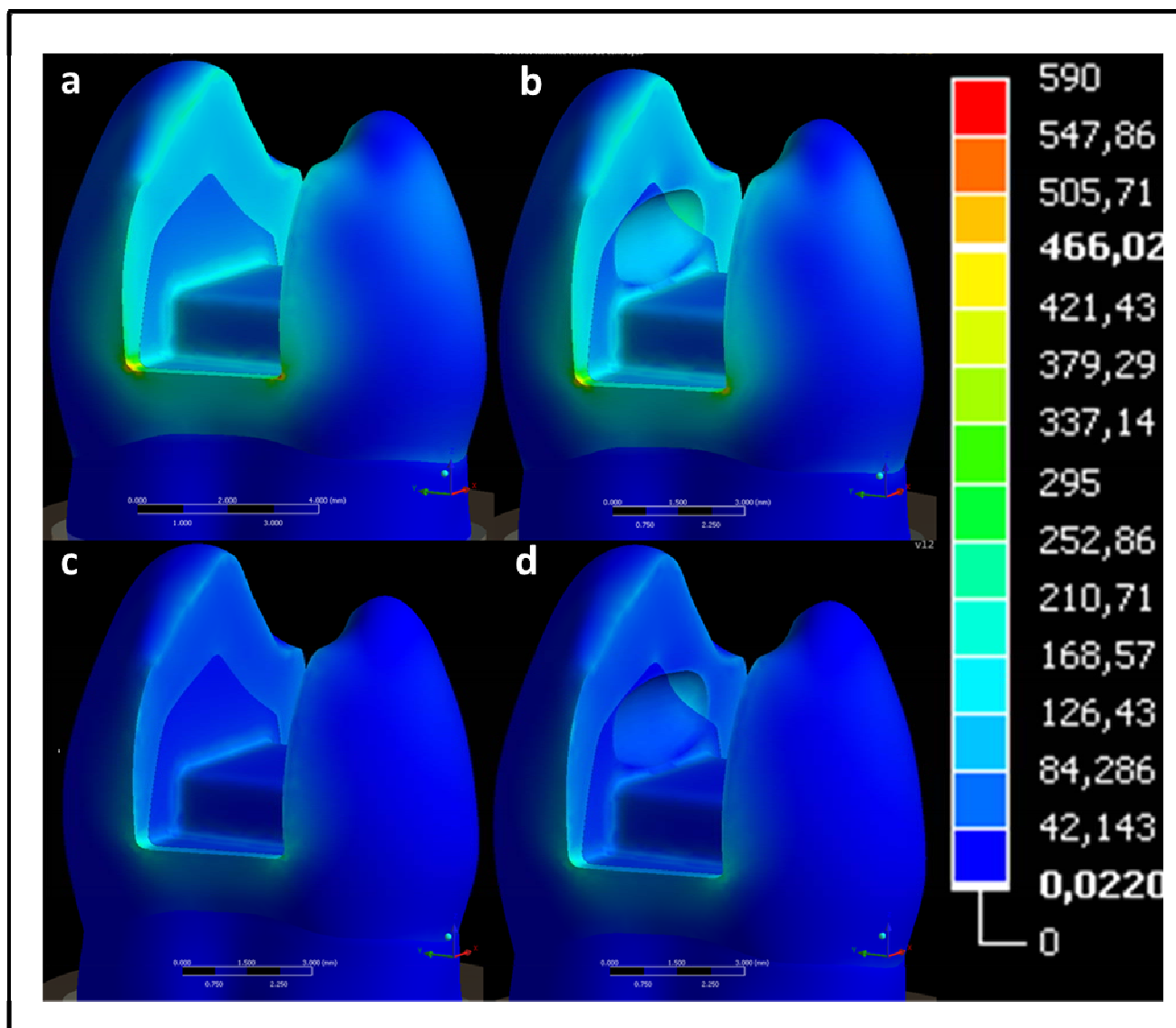


Figura 25 – Análise de von Mises sem carregamento. Resina de metacrilato sem socavamento (a); resina de metacrilato com socavamento (b); resina de silorano sem socavamento (c) e resina de silorano com socavamento (d).

## 6. DISCUSSÃO

A análise do deslocamento dos modelos, da congruência e conectividade das malhas, e a comparação com resultados encontrados na literatura, mostraram que o presente modelo é viável para ser utilizado na análise de distribuição de tensões de contração de polimerização por meio de elementos finitos 3D.

O enfraquecimento de dentes posteriores vem sendo estudado há vários anos e está diretamente relacionado com o nível de perda estrutural (Mondelli *et al.*, 1980; Eakle, 1986; Khera *et al.*, 1990), que pode ocorrer pela presença de preparos cavitários, cárie ou trauma (Soares P *et al.*, 2008a). Estudos mostram que dentre os dentes posteriores, os pré-molares superiores são os que mais sofrem fraturas verticais que levam a sua perda (Cohen *et al.*, 2006). Isto ocorre porque estes dentes possuem anatomia complexa, localização em área de grande esforço mastigatório e presença de um sulco bastante pronunciado na raiz vestibular dos dentes bifurcados (Tamse *et al.*, 2000), concentrando tensões nestas áreas. Shahrbafe e colaboradores (2007) observaram que a ausência de estruturas nobres como as cristas marginais influenciam negativamente na resistência à fratura destes dentes e Soares (2008) discute que, muitas vezes, a localização da estrutura dentária perdida é tão relevante quanto a quantidade, devendo haver máxima preservação das áreas nobres dos dentes como as arestas e as cristas marginais.

Neste estudo, a remoção de parte da dentina sob o esmalte foi realizada nas cúspides vestibulares e palatinas dos pré-molares superiores com o intuito de simular a condição de socavamento de cúspide, que é uma situação clinicamente comum, e avaliar a influência deste socavamento na resistência à fratura destes dentes. A extensão do socavamento neste trabalho foi estipulada, inicialmente, em um ensaio do preparo cavitário para posterior realização do socavamento das cúspides no modelo de elementos finitos, de forma a conseguir maior quantidade de perda estrutural e criando uma situação exequível de forma padronizada, em posterior estudo laboratorial. Após várias tentativas de padronização do nível de socavamento, em que foram utilizadas

diferentes pontas diamantadas, tomadas radiográficas e mensurações com o auxílio de paquímetro e espessímetro, foi estipulado que a maior perda de estrutura de dentina passível de ser simulada laboratorialmente de forma padronizada era de aproximadamente 50% em volume, a qual foi utilizada nos modelos de elementos finitos deste estudo.

Os resultados mostram que o socavamento exerceu influência negativa na distribuição das tensões dos modelos restaurados com a resina de metacrilato na presença de carregamento compressivo, mostrando maior acúmulo de tensões no esmalte da face palatina do modelo socavado (Figuras 18 a,b e 19 a,b), o que pode levar à deflexão das cúspides e fraturas parciais ou totais destas estruturas na presença de carregamento, corroborando com os resultados encontrados na literatura (Larson *et al.*, 1981; Reel & Mitchell, 1989; Hood, 1991; Siso *et al.*, 2007). A cúspide palatina parece ter sofrido maiores concentrações de tensão com o socavamento quando comparadas com a cúspide vestibular, e isto ocorre devido ao fato de ser menor e o socavamento neste caso torna-se mais agressivo (Figuras 19 e 21).

Ainda nos grupos onde foi utilizada a resina de metacrilato, pôde-se observar maior acúmulo de tensões na região dos ângulos gengivo-palatinos das cúspides socavadas em relação às híginas, com presença ou não de carregamento (Figuras 18 a,b e 20 a,b), o que confirma o fato da susceptibilidade das cúspides enfraquecidas às tensões geradas pelo carregamento ou pela deformação de contração da resina. Nos demais grupos este achado não foi muito evidente, provavelmente devido à diferença na reação de polimerização que gera diferentes concentrações de tensão durante a contração dos dois tipos de resina.

Durante a observação das imagens dos modelos de elementos finitos, a diferenciação entre a qualidade das tensões (tração ou compressão) é possível na análise de tensões máximas principais por meio de cores, ou seja, os valores abaixo de zero e que tendem para o azul representam tensões de compressão, e os valores acima de zero tendendo para o vermelho representam tensões de tração (Versluis, 2009).

Outra característica apontada nos resultados é a presença de áreas de dentina localizadas entre o socavamento e o esmalte, que sofrem acúmulo de tensões de compressão (Figuras 18 b,d; 19 b,d; 20 b,d; 21 b,d). Estas tensões ocorrem devido à deflexão da dentina sobre ela mesma, e isto é mais evidente quando há aplicação de carga e compressão desta região da dentina (Figuras 18 b,d; 19 b,d). Na ausência de carregamento este fenômeno apresentou-se de forma menos evidente (Figura 20 b,d) e a explicação para esta compressão da dentina está na direção de contração das resinas, que depende da forma da cavidade e da adesão entre a resina e o substrato, direcionando para o centro da restauração e puxando o esmalte para baixo. Este fenômeno foi estudado por Versluis *et.al.*,1998, em estudo que avaliou se a contração dos compósitos ocorria em direção à luz e foi observado que a contração ocorre em direção às paredes em que a resina se adere.

Foi visto que na superfície das áreas de socavamento ocorre acúmulo de tensões de tração, provavelmente devido à contração da resina que se encontra confinada nesta área e com adesão, pois o contato entre a resina e o substrato foi contato colado, e no método de elementos finitos isto representa uma adesão perfeita. No estudo de Versluis e colaboradores (2008) é relatado que a tensão e a direção da contração das resinas dependem diretamente da qualidade da adesão com o substrato.

Os resultados deste estudo mostraram que quando o socavamento não esteve presente, houve sobreposição de tensões de compressão em relação as de tração na dentina das paredes vestibulares e palatinas, e que estas foram distribuídas de maneira uniforme (Figuras 18 a,c; 19 a,c, 20 a,c; 21 a,c), assemelhando-se mais ao modelo de dente hígido (Figura 17 a). Neste caso, além da cúspide possuir maior quantidade de estrutura, a parede de dentina é contínua, o que diminui a possibilidade de flexão causada pela descontinuidade da cavidade, concordando com os resultados encontrados por Mondelli *et.al.*,1980.

Estudos mostram que a resina composta é o material mais indicado para a restauração de dentes enfraquecidos, pois possui adequada retenção ao substrato, promove união entre as cúspides opostas e aumenta a resistência

do complexo dente-restauração, que passa a se comportar como um corpo único (Hood, 1991; Siso *et al.*, 2007; Soares P *et al.*, 2008a; Soares P *et al.*, 2008b). No entanto, a contração de polimerização apresenta-se como a maior desvantagem das resinas compostas, e vem sendo estudada por vários autores (Braga & Ferracane, 2004; Ferracane, 2005; Fleming *et al.*, 2005; Palin *et al.*, 2005; Stansbury *et al.*, 2005; Versluis, 2009; Gonçalves *et al.*, 2010; Meira *et al.*, 2010).

No presente estudo, o tipo de monômero resinoso utilizado e a contração de polimerização apresentaram-se como os fatores mais relevantes na distribuição das tensões. Isto é visto claramente nas análises de tensão máxima principal (Figuras 18, 19, 20, 21, 22 e 23) e nas análises utilizando o critério de von Mises (Figuras 24 e 25), quando a resina de metacrilato é comparada com a resina de silorano. O critério de von Mises é um critério de falhas, que avalia a associação de tensões, como a energia é transmitida, e representa apenas tensões distorcionais, ou seja, que maximizam o efeito cisalhante

Observando as imagens, pode-se notar uma grande concentração tensões que se acumulam em toda e extensão das bordas da restauração (Figuras 22 e 23), estando intimamente relacionadas às falhas marginais e interfaciais das restaurações adesivas (Braga & Ferracane, 2004), e ocorre provavelmente pela direção de contração das resinas que tende a se afastar do esmalte cavosuperficial. A alta rigidez do esmalte, ou seja, a sua baixa capacidade de deformação, também justifica a maior concentração de tensões nesta área, uma vez que para sistemas de alta rigidez, há uma relação direta entre contração e geração de tensão, de acordo com os achados de Gonçalves e colaboradores (2008).

As tensões também se concentram nos ângulos internos da cavidade, mostrando a importância do arredondamento destes ângulos e na margem gengival. Outra área crítica e onde se observam grandes concentrações de tensão nas figuras, é o limite amelo-dentinário, justificando assim grande número de falhas nesta interface formada por substratos de propriedades tão distintas como o esmalte e a dentina.

De acordo com os achados deste estudo, as tensões parecem se concentrar mais na margem dos modelos socavados (Figuras 18 a,b e 19 a,b) devido ao fator de configuração cavitária ser maior nestes casos, ou seja, a área e interface de união é maior nos modelos socavados em relação aos não socavados. Esta relação direta entre fator cavitário e tensão de contração já foi avaliada na literatura (Meira *et al.*, 2007; Witzel *et al.*, 2007). Outra explicação para a maior concentração de tensão nas bordas das restaurações dos dentes socavados está no maior volume de resina composta presente na cavidade.

O módulo de elasticidade pareceu não ser um fator de grande relevância neste estudo, uma vez que os valores foram muito próximos entre as resinas comparadas. Porém, a diferença no tipo de monômero presente nas matrizes da resina de metacrilato (BisGMA, UDMA e BisEMA) e da resina de silorano (Silorano) apresentou diferenças significantes no comportamento da contração das resinas. De acordo com o índice de contração volumétrica total utilizado neste estudo, a resina à base de silorano possui menos da metade do índice de contração volumétrica da resina à base de monômeros metacrilatos (0,81%:1,7%). Esta diferença de comportamento mostrou valores maiores de concentração de tensões, quando se usou as resinas à base de metacrilato.

Analisando-se as Figuras 24 e 25, critério de von Mises, é fácil perceber maior concentração de tensão no esmalte em relação à dentina, e isto se deve ao seu maior módulo de elasticidade. E a concentração de tensão nos modelos que simulam as restaurações com a resina de silorano é mais restrita à interface adesiva, ou seja, menores que as da resina de metacrilato, e esta resina concentra mais tensões no seu interior em relação à primeira (Figuras 19 e 20).

O fator carregamento não é levado em consideração na maioria dos estudos que avaliam deflexão de cúspides (Tantbirojn *et al.*, 2004; Fleming *et al.*, 2005; Palin *et al.*, 2005), por isso, ele foi simulado neste trabalho e mostrou aumento na concentração de tensões; porém, a sua distribuição foi proporcional entre os grupos com e sem carregamento (Figuras 22 e 23), ou seja, a ausência de carregamento não muda o comportamento das estruturas, porém subestima os valores de deformação. A presença de carga desvia a



distribuição das tensões para as estruturas dentárias e diminui a concentração das tensões no interior das resinas (Figuras 19 e 21), gerando resultados mais próximos às situações clínicas.

A carga utilizada na simulação do carregamento por uma esfera que tocava apenas estrutura de dentes e não na restauração e o valor do carregamento era de 100N, sendo 50N para cada cúspide (Soares, 2008). Apesar deste valor estar em consonância com a média das forças de carregamentos, sobre os pré-molares superiores encontrados na literatura, o carregamento não pode ser considerado como oclusal, pois não foi considerada a anatomia do dente antagonista e a proporção correta da distribuição do carregamento nas cúspides.

A análise de distribuição de tensões por meio do método de elementos finitos (MEF) é usada em diversas áreas da pesquisa. Esta metodologia foi adaptada para as áreas da ciência da saúde com o objetivo de responder a perguntas sobre o comportamento biomecânico das estruturas biológicas e dos materiais, podendo assim ajudar no entendimento de problemas e no encontro de soluções. Os métodos numéricos computacionais são capazes de mostrar os campos de tensões e a sua distribuição, dentro e fora do modelo que representa o corpo de prova a ser analisado. Esta ferramenta tem sido amplamente utilizada na odontologia, devido à disponibilidade de sistemas computacionais modernos e no avanço de interfaces gráficas favoráveis, para que aliada aos testes laboratoriais possa prever ou explicar comportamentos, por meio de dados impossíveis de serem obtidos por outras metodologias.

O uso deste método para a avaliação das tensões de contração de resinas compostas dentro das cavidades de modelos dentários é recente, porém bastante promissora. A adaptação do método de contração de polimerização por analogia térmica foi realizada neste estudo, a partir de estudos que usaram esta técnica para avaliar a contração de polimerização em diferentes dispositivos, mas não simulando situações clínicas, sendo este o maior diferencial deste trabalho. A simulação pareceu bastante coerente e com resultados animadores, porém isto não exime a necessidade da validação dos

resultados por meio de trabalhos laboratoriais que serão realizadas futuramente.

Alguns aspectos devem ser considerados na avaliação dos resultados e discussão desta pesquisa, como a polimerização da resina ter ocorrido de uma única vez, ou seja, mostrando valores de contração total, o que superestima os resultados. Outra dificuldade é a realização da restauração em incremento único, o que acaba por concentrar mais tensões com a união de várias paredes ao mesmo tempo. O teste de contração foi realizado com coeficiente de contração linear, enquanto a cavidade é tridimensional e, por último, todas as estruturas foram consideradas como isotrópicas, enquanto existem trabalhos que mostram que o esmalte e a dentina comportam-se como materiais ortotrópicos ou anisotrópicos. Neste estudo foi realizado modelo simplificado com relação à isotropia, homogeneidade, linearidade e ausência de análise quantitativa dos resultados. Para estudos futuros sugere-se o desenvolvimento de modelos com estruturas ortotrópicas e anisotrópicas, empregando heterogeneidade de fases estruturais, e análises não-lineares.

## 7. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo as seguintes conclusões podem ser descritas:

- 1- O uso do modelo de elementos finitos com contração de polimerização por analogia térmica se mostrou adequado para a análise de tensões de contração de polimerização;
- 2- A presença do socavamento das cúspidesapresentou aumento da concentração de tensões nas estruturas dentárias, principalmente quando associado ao uso da resina à base de metacrilato;
- 3- O tipo de monômero resinoso e a diferença do coeficiente de contração volumétrica influenciaram na concentração das tensões no material, na interface e no substrato;
- 4- O carregamento de compressão aumentou os valores de tensão e a distribuição.

## REFERÊNCIAS\*

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. J Biomech. 2001;34(10):1269-77.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. Dent Mater. 2002;18(4):295-303.

Boaro LC, Gonçalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. Dent Mater. 2010;26(12):1144-50.

Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha JC. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. Dent Mater. 2006;22(10):896-902.

Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med. 2004;15(3):176-84.

Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dent Mater. 2005;21(10):962-70.

Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. Dent Mater. 2006;22(9):818-23.

---

\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Cadenaro M, Marchesi G, Antonioli F, Davidson C, De Stefano Dorigo E, Breschi L. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dent Mater*. 2009;25(5):649-54.

Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials*. 2004;25(13):2455-60.

Clifford SS, Roman-Alicea K, Tantbirojn D, Versluis A. Shrinkage and hardness of dental composites acquired with different curing light sources. *Quint Int*. 2009;40(3):203-14

Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. *J Endod*. 2006;32(12):1160-3.

Duarte S, Jr., Phark JH, Varjao FM, Sadan A. Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. *Dent Mater*. 2009;25(5):589-600.

Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Dent Res*. 1986;65(2):149-53.

Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG, *et al*. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater*. 2007;23(8):1011-7.

Farah JW, Clark AE, Ainpour PR. Elastomeric impression materials. *Oper Dent*. 1981;6(1):15-9.

---

*\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.*

Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater. 2005;21(1):36-42.

Ferracane JL. Resin composite-State of the art. Dent Mater. 2011;27(1):29-38.

Fleming GJ, Hall DP, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. J Dent. 2005;33(2):139-46.

Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. J Dent Res. 2008a;87(4):367-71.

Gonçalves F, Pfeifer CS, Meira JB, Ballester RY, Lima RG, Braga RR. Polymerization stress of resin composites as a function of system compliance. Dent Mater. 2008b;24(5):645-52.

Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Contraction stress related to composite inorganic content. Dent Mater. 2010a;26(7):704-9.

Gonçalves F, Pfeifer CC, Stansbury JW, Newman SM, Braga RR. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. Dent Mater. 2010b;26(7):697-703.

Hood JA. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. Int Dent J. 1991;41(1):25-32.

Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. Dent Mater. 2009;25(6):810-19.

---

*\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.*

Ilie N, Hickel R. Silorane-based Dental Composite: Behavior and Abilities. Dent Mater J. 2006;25(3):445-54

Khera SC, Askarieh Z, Jakobsen J. Adaptability of two amalgams to finished cavity walls in Class II cavity preparations. Dent Mater. 1990;6(1):5-9.

Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composite. Dent Mater. 2005;21:1150-57

Koplin C, Jaeger R, Hahn P. A material model for internal stress of dental composites caused by the curing process. Dent Mater. 2009;25:331-38.

Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. Oper Dent. 1981;6(1):2-5.

Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. J Oral Rehabil. 2010;37(5):364-76.

Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. J Oral Rehabil. 2001;28(6):576-85.

Loguercio AD, Reis A, Schroeder M, Balducci I, Versluis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. J Dent. 2004;32(6):459-70.

Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. Dent Mater. 2010;26(10):947-53.

---

*\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.*

Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin composites. *Dent Mater*. 2008;24:932-939.

Meira JB, Braga RR, de Carvalho AC, Rodrigues FP, Xavier TA, Ballester RY. Influence of local factors on composite shrinkage stress development--a finite element analysis. *J Adhes Dent*. 2007;9(6):499-503.

Meira JB, Braga RR, Ballester RY, Tanaka CB, Versluis A. Understanding Contradictory Data in Contraction Stress Tests. *J Dent Res*. 2010; no prelo.

Min SH, Ferracane J, Lee IB. Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage. *Dent Mater*. 2010;26(10):1024-33.

Misra A, Spencer P, Marangos O, Wang Y, Katz JL. Parametric study of the effect of phase anisotropy on the micromechanical behaviour of dentin-adhesive interfaces. *J R Soc Interface*. 2005;2(3):145-57.

Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent*. 1980;43(4):419-22.

Oliveira LC, Duarte S, Jr., Araujo CA, Abrahao A. Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. *Dent Mater*. 2010;26(3):e159-69.

Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater*. 2005;21(4):324-35.

---

*\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.*



Picosse M. Anatomia Dentária. 4 ed. São Paulo: Sarvier; 1983.

Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces. Dent. Mater. 2008; 24:1102-1106.

Reel DC, Mitchell RJ. Fracture resistance of teeth restored with Class II composite restorations. J Prosthet Dent. 1989;61(2):177-80.

Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. Clin Mater. 1994;17(1):11-5.

Secco AS, Martins LRM, Góes MF, Consani S, Spinelli D, Takeia T. Efeito do suporte de esmalte com ionômero de vidro ou resina composta na rigidez de cúspides. Revista APCD 2000;54(4);Jul/Ago:322-26.

Shahrbaf S, Mirzakouchaki B, Oskoui SS, Kahnamoui MA. The effect of marginal ridge thickness on the fracture resistance of endodontically-treated, composite restored maxillary premolars. Oper Dent. 2007;32(3):285-90.

Siso SH, Hurmuzlu F, Turgut M, Altundasar E, Serper A, Er K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. Int Endod J. 2007;40(3):161-8.

Sakaguchi RL, Versluis A, Douglas WH. Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. Dent Mater. 1997;13(4):233-9.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. Braz Oral Res. 2005;19(1):11-6.

---

*\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.*

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2006;95(6):421-9.

Soares PV. Análise do complexo tensão-deformação e mecanismo de falha de pré-molares superiores com diferentes morfologias radiculares e redução sequencial de estrutura dental. [Tese de Doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas; 2008.

Soares CJ, Fonseca RB, Gomide HA, Correr-Sobrinho L. Cavity preparation machine for the standardization of in vitro preparations. Braz Oral Res. 2008;22(3):281-7.

Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. J Prosthet Dent. 2008a;99(2):114-22.

Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. J Prosthet Dent. 2008b;99(1):30-7.

Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araujo TC, Campos RE, Araujo CA, *et al.* Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. J Prosthodont. 2008c;17(2):114-9.

---

*\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline*

Stafford CM, Harrison C, Beers KL, Karim A, Amis EJ, VanLandingham MR, *et al.* A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. *Nat Mater.* 2004;3(8):545-50.

Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dent Mater.* 2005;21(1):56-67.

Tamse A, Katz A, Pilo R. Furcation groove of buccal root of maxillary first premolars--a morphometric study. *J Endod.* 2000;26(6):359-63.

Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater.* 2004;20(6):535-42.

Tezvergil-Mutluay A, Lassila LVJ, Vallittu PK. Incremental layers bonding of silorane composite: The initial bonding properties. *J Dent.* 2008;36:560-63.

Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res.* 1996;75(3):871-8.

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res.* 1998;77(6):1435-45.

Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dent Mater.* 2004;20(6):554-64.

---

*\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline*

Versluis AT, D. Relationship between shrinkage and stress. A, D, editor. Hershey, PA: IGI Global; 2009.

Versluis A, Tantbirojn D, Lee MS, Tu LS, DeLong R. Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth. Dent Mater. 2010;27(2):126-33.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater. 2005;21(1):68-74.

Witzel MF, Ballester RY, Meira JB, Lima RG, Braga RR. Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. Dent Mater. 2007;23(2):204-10.

Wright KW, Yettram W. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. J Prosthet Dent. 1979;42(4):411-6.

---

*\*De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas nas normas do International Committee of Medical Journal Editors. Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline*

## APÊNDICE

Em 2010 Meira et al., estudaram os mecanismos de teste para poder explicar as divergências entre os estudos. Um aparato comumente usado neste tipo de teste foi simulado por análise de elementos finitos com diferentes níveis de rigidez definidos pelo substrato aderente, e a contração da resina composta foi simulada por analogia térmica, ajustando os coeficientes de expansão térmica lineares dos compósitos com a redução da temperatura em 1°C.

### RESEARCH REPORTS

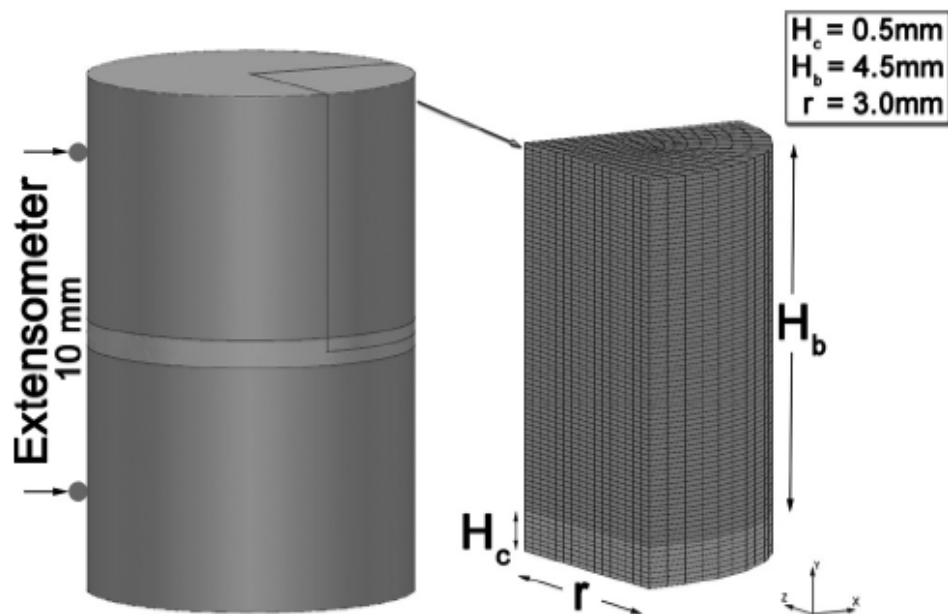
#### Biomaterials & Bioengineering

J.B.C. Meira<sup>1\*</sup>, R.R. Braga<sup>1</sup>,  
R.Y. Ballester<sup>1</sup>, C.B. Tanaka<sup>1</sup>,  
and A. Versluis<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Dental Materials, School of Dentistry, University of São Paulo, Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 São Paulo, SP 05508-000, Brazil; and <sup>2</sup>Department of Bioscience Research, College of Dentistry, University of Tennessee Health Science Center, Memphis, TN, USA; \*corresponding author, jo@usp.br

*J Dent Res* X(X):xx-xx, XXXX

## Understanding Contradictory Data in Contraction Stress Tests



## ANEXO 1



Universidade Federal de Uberlândia  
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP  
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG -  
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131

### PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 381/06

**Registro CEP: 217/06**

**Projeto Pesquisa:** "Mapeamento do comportamento biomecânico de pré-molares superiores com redução sequencial de estrutura dental"

**Pesquisador Responsável:** Carlos José Soares.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

**Situação:** O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

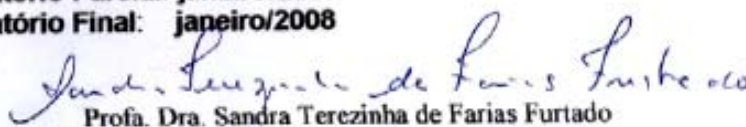
O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data para entrega do Relatório Parcial: janeiro/2007

Data para entrega do Relatório Final: janeiro/2008

08 de dezembro de 2006.

  
Prof.ª Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado  
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeriram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA - junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.

## ANEXO 2



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**



### CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Influência do tipo de preparo e do material restaurador no comportamento biomecânico de pré-molares superiores**", protocolo nº 168/2009, dos pesquisadores Bruno de Castro Ferreira Barreto e Luis Roberto Marcondes Martins, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 09/12/2009.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Influence of preparation type and restorative material over the biomechanic behavior of maxillar premolars**", register number 168/2009, of Bruno de Castro Ferreira Barreto and Luis Roberto Marcondes Martins, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 12/09/2009.

**Prof. Dr. Pablo Agustin Vargas**  
Secretário  
CEP/FOP/UNICAMP

**Prof. Dr. Jacks Jorge Junior**  
Coordenador  
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.  
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.